



Universidad  
Carlos III de Madrid

# ANÁLISIS NUMÉRICO DE UNA PRÓTESIS DEL MIEMBRO INFERIOR BAJO LAS CONDICIONES DE LA MARCHA HUMANA

**Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales**

**Departamento de Ingeniería Mecánica**

**Autor: Ester Ruiz Andrés**

**Tutora: M<sup>a</sup> Belén Muñoz Abella**

**Leganés, Septiembre de 2014**





## AGRADECIMIENTOS

---

*El apoyo, la comprensión, el compañerismo, la humildad, la ayuda, la colaboración... Gracias a todos los que me habéis aportado cada pizca de estos y muchos otros valores. Estoy segura de que de una forma u otra lo seguiréis haciendo.*

*Quizá no todas las decisiones que se toman sean las correctas, pero no me cabe la menor duda de que la elección de que Belén Muñoz fuese la tutora de mi Trabajo Fin de Grado ha sido todo un acierto. Gracias por el interés mostrado y por estar siempre disponible cuando lo he necesitado.*

*Y en especial, quiero dedicarle y agradecerle el desarrollo de este trabajo a la persona que me prestó muchos de los recursos y de la atención necesaria, y que despertó en mí la ilusión de investigar sobre este tema. Gracias por todo, tío.*



## RESUMEN

---

El siguiente trabajo presenta el análisis numérico de la parte inferior de una prótesis transfemoral, bajo las condiciones de carga de la marcha humana. Para ello, se ha realizado la modelización de la parte situada debajo de la articulación de la rodilla, es decir, la correspondiente a la pierna y el conjunto pie-tobillo, y ha sido sometida a tres estados de carga propios del ciclo de marcha: el contacto talón, el apoyo medio y el despegue de los dedos.

A fin de poder establecer una modelización coherente y un posterior análisis crítico de los resultados, se muestra una introducción teórica sobre algunos aspectos básicos de anatomía del miembro inferior, sobre el desarrollo del ciclo de la marcha humana y sus principales condiciones de carga. Posteriormente, se introduce una presentación al mundo de la protésica, indicando cuáles son las partes de una prótesis transfemoral y sus principales funciones. Y finaliza, con un apartado en el que se detallan cuáles son los materiales más utilizados para fabricar cada una de las piezas.

Tras este marco teórico, se presenta una introducción al Método de los Elementos Finitos (MEF). Ya que éste ha sido el utilizado para la posterior modelización y obtención de resultados, mediante el software ABAQUS/CAE 6.13.

Para finalizar, se aportan las conclusiones obtenidas y una serie de posibles investigaciones futuras que podrían contribuir al avance en este campo.

**Palabras clave:** prótesis transfemoral, condiciones de carga, desplazamientos, tensiones, propiedades mecánicas.

## ABSTRACT

---

The following work shows the numeric analysis of the inferior area of transfemoral prosthesis under the loading conditions of the gait cycle. To this end, the modeling area found beneath the knee joint; that is to say, that which refers to the leg and the foot-ankle altogether, have been placed under three states of movility cycles: the contact heel, the half support and the raising of toes.

In order to be able to entabish a coheret modeling and a post-critical analysis of the results, a theoretic introduction of some basic anatomic aspects of the lower limbs on the development of the human load and its principal conditions of load is shown. After that, an introductory prosthetic science is presented, showing the major parts of a transfemoral prosthesis and their performances; and finally, in a paragraph – detailing the materials which are mostly employed to make each part.

After this theoretic framework, an introduction of the Finite Element Method (FEM) is presented; since this has been employed for the modeling to achieve the results through the application of ABAQUS/CAE 6.13 software.

Finally, the conclusions achieved and a series of possible research which could contribute to advancement in this field are provided.

**Keyword:** transfemoral prosthesis, loading conditions, displacement, stress, mechanical properties.

## TABLA DE CONTENIDO

<b>1. Introducción y objetivos.....</b>	<b>14</b>
1.1 Marco histórico y antecedentes .....	14
1.2 Motivación .....	17
1.3 Objetivos.....	18
<b>2. Marco teórico.....</b>	<b>20</b>
2.1 Anatomía del miembro inferior y sus movimientos .....	20
2.1.1 El miembro inferior: Huesos, músculos y articulaciones principales .....	20
2.1.2 Los movimientos del miembro inferior .....	25
2.1.3 El ciclo de la marcha humana .....	29
2.2 Análisis cinético y cinemático.....	33
2.2.1 Distribución de fuerzas y del centro de presión .....	36
2.3 Prótesis y biomecánica.....	41
2.4 Materiales .....	48
2.4.1 Materiales compuestos .....	48
<b>3. Método de elementos finitos.....</b>	<b>64</b>
3.1 Introducción al método de elementos finitos .....	64
3.2 Introducción a Abaqus .....	65
<b>4. Modelo.....</b>	<b>68</b>
4.1 Geometría .....	68
4.2 Materiales .....	73
4.3 Interacción entre piezas .....	79
4.4 Cargas y condiciones de contorno .....	79
4.4.1 Fuerzas de reacción durante el ciclo de la marcha humana .....	80
4.4.2 Áreas de presión .....	82
4.5 Mallado .....	83
4.5.1 Análisis de sensibilidad de la malla .....	83
4.6 Tipo de análisis.....	84
<b>5. Resultados y discusión .....</b>	<b>86</b>
5.1 Desplazamientos .....	86
5.1.1 Efecto de la velocidad de la marcha en los desplazamientos.....	88
5.2 Análisis resistente .....	90
5.2.1 Efecto de la velocidad en la distribución de tensiones .....	95
5.3 Comparación con materiales convencionales .....	97
<b>6. Conclusiones y desarrollos futuros .....</b>	<b>100</b>
6.1 Conclusiones .....	100
6.2 Desarrollos futuros.....	101
<b>7. Planificación y presupuesto .....</b>	<b>104</b>
7.1 Planificación de las tareas .....	104
7.2 Presupuesto económico .....	105



<b>Bibliografía .....</b>	<b>108</b>
---------------------------	------------

<b>Anexos .....</b>	<b>111</b>
---------------------	------------



## ÍNDICE DE TABLAS

---

Tabla 1. Materiales más comunes en los componentes protésicos.....	48
Tabla 2. Clasificación de la fibra de carbono según su módulo [25] .....	52
Tabla 3. Características del portador de la prótesis. ....	68
Tabla 4. Tabla de materiales y tipo de sección asignados a cada pieza. ....	74
Tabla 5. Propiedades del caucho.....	75
Tabla 6. Propiedades del aluminio y del acero .....	75
Tabla 7. Propiedades del material compuesto .....	75
Tabla 8. Propiedades de los materiales constituyentes del material compuesto [36] [40] .....	76
Tabla 9. Datos representativos de las fuerzas de reacción en tanto por ciento del peso del cuerpo.....	82
Tabla 10. Valor de presión [MPa] en cada situación. ....	83
Tabla 11. Desplazamientos máximos según el tamaño de la malla .....	83
Tabla 12. Duración del ciclo de la marcha según su velocidad. ....	88
Tabla 13. Desplazamientos verticales máximos [mm] según la velocidad de la marcha, en el intervalo contacto talón. ....	89
Tabla 14. Desplazamientos verticales [mm] máximos según la velocidad de la marcha, en el intervalo de apoyo medio.....	89
Tabla 15. Desplazamientos verticales máximos [mm] según la velocidad de la marcha, en el intervalo de despegue de los dedos.....	89
Tabla 16. Valores máximos de tensión durante la marcha lenta.....	96
Tabla 17. Valores máximos de tensión durante la marcha normal.....	96
Tabla 18. Valores máximos de tensión durante la marcha rápida. ....	96
Tabla 19. Tabla de costes de recursos humanos.....	105
Tabla 20. Tabla de costes materiales y herramientas .....	105
Tabla 21. Coste de recursos informáticos.....	106

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Prótesis egipcia [3] .....	14
Figura 2. Prótesis del miembro superior perteneciente a la edad Media [1] .....	15
Figura 3. Pierna artificial de Palmer [3] .....	15
Figura 4. Deportistas con amputaciones en el miembro inferior [3]. .....	16
Figura 5. Prótesis biónica [4].....	17
Figura 6. Estructura ósea de la cintura pélvica [6] .....	20
Figura 7. Estructura muscular de la cadera [6] .....	21
Figura 8. Músculos del muslo: posteriores, anteriores y aductores, respectivamente [6] .....	22
Figura 9. Estructura ósea del miembro inferior [6] .....	22
Figura 10. Músculos de la pierna [6] .....	23
Figura 11. Huesos del pie [6].....	24
Figura 12. Músculos del pie [6] .....	24
Figura 13. Planos de división del cuerpo humano [6] .....	25
Figura 14. Movimientos de la articulación de la cadera [6] .....	26
Figura 15. Rotación externa e interna de la pierna .....	27
Figura 16. Movimientos del tobillo [6] .....	28
Figura 17. Movimientos del pie de flexión y extensión de los dedos [12].....	28
Figura 18. Movimiento de inversión y eversión del pie [12] .....	29
Figura 19. Movimientos de rotación del pie [12] .....	29
Figura 20. Fases del ciclo de marcha al andar [11].....	30
Figura 21. Intervalos de la fase de apoyo [8] .....	31
Figura 22. Intervalos de la fase de balanceo [8].....	31
Figura 23. Oscilación del centro de gravedad den el plano sagital [13] .....	32
Figura 24. Oscilación del centro de gravedad en el plano coronal [13] .....	32
Figura 25. Movimiento del tobillo en el intervalo contacto talón - apoyo medio [11] .....	34
Figura 26. Evolución de las fuerzas de reacción del suelo en el intervalo contacto talón – apoyo medio [8] .....	34
Figura 27. Movimiento del tobillo en el intervalo apoyo medio - despegue de los dedos [11].....	35
Figura 28. Evolución de las fuerzas de reacción en el intervalo de apoyo medio – despegue de los dedos [8].....	35
Figura 29. Fuerzas de reacción durante el ciclo de la marcha humana [16].....	36
Figura 30. Zonas de presión sobre el pie [17] .....	37
Figura 31. Podometría electrónica de la fase de apoyo: distribución de fuerzas [13] .....	37
Figura 32. Recorrido del centro de presiones en la marcha con pies descalzos [17] .....	37
Figura 33. Fuerza de reacción según la velocidad de marcha [17].....	38
Figura 34. Zonas de presión dependiendo de la velocidad de la marcha [17].....	38
Figura 35. Comparación de las fuerzas de reacción de una persona con amputación transfemoral (TT) y una persona sin amputaciones (AB). LP: Pierna protésica adelantada; TP: Pierna protésica atrasada; LN: Pierna no afectada adelantada; TN: Pierna no afectada atrasada. [19] .....	39
Figura 36. Avance del centro de presiones: a) en el miembro protésico, b) en el miembro sano, c) sin amputaciones [20].....	40
Figura 37. Tipos de amputación [3] .....	41

Figura 38. Estructura general de una prótesis transfemoral básica.....	42
Figura 39. Encaje para prótesis transfemoral [37] .....	42
Figura 40. Rodilla monocéntrica [37] .....	44
Figura 41. Rodilla policéntrica [37].....	44
Figura 42. Posición del CIR de una rodilla policéntrica [22].....	44
Figura 43. Rodilla con microprocesador [37] .....	45
Figura 44. Conectores [7].....	46
Figura 45. Tubo [7] .....	46
Figura 46. Conjunto pie-tobillo sencillo [37] .....	46
Figura 47. Pie protésico SACH [37] .....	47
Figura 48. Pie dinámico [37] .....	47
Figura 49. Pies protésicos de fibra de carbono. Modelo Trias y C-Walk [37] .....	47
Figura 50. Pie de la prótesis de estudio.....	48
Figura 51. Diferentes tipos de configuración de la fibra [23] .....	51
Figura 52. Propiedades y aplicaciones de la fibra de carbono [24] .....	51
Figura 53. Tipos de tejido de material compuesto [25].....	52
Figura 54. Planos de simetría del material compuesto con fibra unidireccional [25] .....	54
Figura 55. Celdilla unidad [40] .....	55
Figura 56. Aplicación de la carga en dirección longitudinal [25].....	56
Figura 57. Aplicación de la carga en dirección transversal a la fibra [25].....	57
Figura 58. Tensiones de cortadura en el plano 1-2 [25] .....	59
Figura 59. Tensión interlaminar en el plano 2-3. ....	60
Figura 60. Orientación de las direcciones principales del tejido plano [25] .....	60
Figura 61. Proceso de discretización del sistema continuo. ....	64
Figura 62. ABAQUS/CAE.....	66
Figura 63. Encaje y conector con la rodilla. Solid Edge .....	68
Figura 64. Vista explosionada del encaje con el conector de la rodilla. Solid Edge. ....	69
Figura 65. Articulación de la rodilla protésica.Solid Edge.....	69
Figura 66. Vista explosionada de la articulación de la rodilla protésica.Solid Edge. ....	69
Figura 67. Mecanismo de la ayuda a la propulsión. Solid Edge. ....	70
Figura 68. Vista explosionada del mecanismo de ayuda a la propulsión. ....	70
Figura 69. Tubo con encaje a la articulación de la rodilla y al conjunto pie. Solid Edge. ....	70
Figura 70. Vista explosionada del tubo con los encajes. Solid Edge.....	71
Figura 71. Vista del conjunto pie-tobillo. Solid Edge.....	71
Figura 72. Vista explosionada del conjunto pie-tobillo. ....	71
Figura 73. Representación de la prótesis. Solid Edge.....	72
Figura 74. Modelo ABAQUS. ....	73
Figura 75. Propiedades mecánicas del tejido plano de fibra de carbono y resina epoxi [27] ..	78
Figura 76. Crear el material compuesto [I]. ....	78
Figura 77. Crear el material compuesto [II]. ....	78
Figura 78. Orientación del material compuesto. ....	79
Figura 79. Sistema de referencia HIP 98 [41].....	80
Figura 80. Fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha lenta [41] .....	80
Figura 81. Fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha normal [41].....	81
Figura 82. Fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha rápida [41] .....	81

Figura 83. Distribución de presiones en contacto talón, apoyo medio y despegue de los dedos, respectivamente. ....	82
Figura 84. Análisis de sensibilidad de la malla .....	84
Figura 85. Desplazamientos verticales [mm] en el instante de contacto talón de la marcha normal. ....	86
Figura 86. Desplazamientos verticales [mm] durante el apoyo medio en la marcha normal. .	87
Figura 87. Desplazamientos verticales [mm] durante el despegue de los dedos en la marcha normal. ....	87
Figura 88. Comparación de las fuerzas de reacción según la velocidad de la marcha. ....	88
Figura 89. Tensión Von Mises [MPa] durante en el estado de carga del contacto talón de la marcha normal. ....	91
Figura 90. Distribución de tensiones [MPa] en el conector y tubo, durante el contacto talón de la marcha normal. ....	91
Figura 91. Distribución de tensiones [MPa] en el pie protésico durante el contacto talón de la marcha normal. ....	91
Figura 92. Distribución de tensiones [MPa] en la cuña y la suela, durante el contacto talón de la marcha normal. ....	92
Figura 93. Distribución de tensiones [MPa] durante el apoyo medio, marcha normal. ....	92
Figura 94. Distribución de tensiones [MPa] en el conector y tubo durante la fase de apoyo medio, marcha normal. ....	92
Figura 95. Distribución de tensiones [MPa] en el pie protésico durante la fase de apoyo medio, marcha normal. ....	92
Figura 96. Distribución de tensiones en la cuña y la suela, durante el apoyo medio en la marcha normal. ....	93
Figura 97. Distribución de tensiones [MPa] durante el despegue de los dedos, marcha normal. ....	93
Figura 98. Distribución de tensiones [MPa] en el conector y tubo durante el despegue de los dedos, marcha normal. ....	93
Figura 99. Distribución de tensiones [MPa] en el pie protésico durante el despegue de los dedos, marcha normal. ....	94
Figura 100. Distribución de tensiones [MPa] en la cuña y la suela durante el despegue de los dedos, marcha normal. ....	94
Figura 101. Desplazamientos verticales [mm] en condición de despegue de los dedos durante la marcha normal, con pie protésico de acero. ....	97
Figura 102. Distribución de tensiones [MPa] en condición de despegue de los dedos durante la marcha normal, con pie protésico de acero. ....	98
Figura 103. Diagrama de Gantt del Trabajo Fin de Grado. ....	105



# 1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

## 1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

---

### 1.1 Marco histórico y antecedentes

El campo de la protésica es un ejemplo más en el que el hombre ha intentado evolucionar para mejorar su calidad de vida. A pesar de que aún queda mucho por investigar y descubrir, la evolución desde sus comienzos en la época de las pirámides ha permitido asentar las bases de las prótesis que conocemos ahora y de las versiones que se producirán en el futuro.

Las pinturas rupestres de la época de la prehistoria, ya muestran evidencias de la importancia que tenían las personas amputadas. En dichas pinturas, encontradas en cavernas de Francia y España, aparecen seres humanos con amputaciones en los extremos superiores. En esta época, las prótesis fabricadas eran de madera y cuero, sin embargo, éstas escasamente constaban de fundamentos funcionales.

Dando un paso más, hacia la época de la Edad Antigua (1600 a.C - 476 d.C), se encuentra el periodo de las grandes civilizaciones como las griegas, egipcias y romanas. Se trata de una etapa en la que puede albergarse los inicios de la ciencia. Fue este el motivo, junto con el gran aumento de personas amputadas por enfermedades, guerras, ceremonias religiosas o simplemente castigos, lo que conllevó al desarrollo de la protésica.

Consta que fueron los egipcios los primeros en utilizar técnicas protésicas, ya que recientemente se han encontrado hallazgos, junto una momia egipcia, de una prótesis funcional que sustituía el primer dedo del pie y que fue fabricada con fibras y madera [3].



*Figura 1. Prótesis egipcia [3]*

Sin embargo, la etapa de la Edad Media fue más bien un freno a los avances que se lograron en el periodo anterior, ya que la ciencia se apartó del primer plano. La mayoría de las prótesis utilizadas en el momento eran muy básicas y con apenas funcionalidad, generalmente construidas con cuero y madera, para los extremos inferiores, y ganchos para los miembros superiores. De forma bastante exclusiva, los ricos eran los que portaban prótesis algo más avanzadas, aunque muy pesadas y con funcionalidad focalizada a la batalla. Los fabricantes de armaduras fabricaban prótesis, normalmente de hierro, para que aquellos caballeros amputados pudiesen sostener sus escudos y calzar los estribos para cabalgar [1].

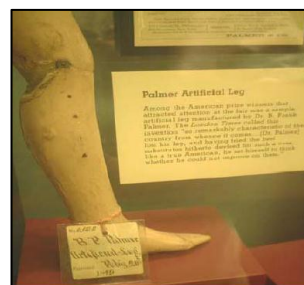


*Figura 2. Prótesis del miembro superior perteneciente a la edad Media [1]*

El resurgir de la ciencia caracterizó a la etapa del Renacimiento, en la que se redescubrieron y continuaron los avances en medicina y protésica de los griegos y romanos. Durante este periodo fue cuando comenzaron a fabricarse prótesis que dotaban de mayor movilidad, fabricadas con madera, hierro, acero y cobre.

En 1508 se fabricó un par de manos para un mercenario alemán, Gotz von Berlichingen, tras perder su brazo en una batalla. Le daba la posibilidad de manejar su mano, que contenía una serie de mecanismos avanzados como resortes y correas de cuero. Posteriormente, en 1529, el barbero y cirujano del Ejército Francés Ambroise Paré, introdujo nuevos métodos de amputación a la medicina y elaboró prótesis para amputados tanto del miembro inferior como superior, que ya contaban con mecanismos modernos como los que permitían la flexión y bloqueo de la rodilla. Fue esta la época en la que se comenzó a dar prioridad a la funcionalidad, a la movilidad y al peso, para lo que comenzaron a utilizarse materiales más ligeros como el cuero, papel y pegamento, en lugar de hierro.

Los procesos de diseño y fabricación de prótesis fueron aumentando tras la Revolución Francesa. En 1800, se elaboró la prótesis conocida como “Pierna de Anglesey” por el londinense James Potts. Ésta contaba con un encaje de madera, una articulación de rodilla fabricada en acero y un pie articulado con cables situados desde la rodilla hasta el tobillo. Posteriormente, esa prótesis se extendió por Estados Unidos con el nombre de “Pierna Selpho”. Fue en 1846 cuando Benjamin Palmer mejoró la prótesis, modificando ligeramente su mecanismo y aspecto estético, al insertarla un resorte y dotarla de una movilidad más suavizada y un exterior más natural ocultando los cables.



*Figura 3. Pierna artificial de Palmer [3]*

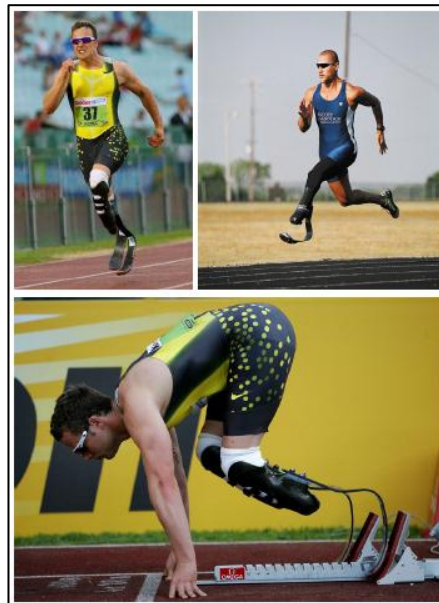
Fueron muchas las aportaciones sucesivas con las que se pretendía mejorar la sujeción, el movimiento y reducir el peso. Para ello se desarrollaron encajes de succión (1863), se mejoraron y se introdujeron nuevas articulaciones y, con el fin de paliar el último aspecto,

comenzó a utilizarse aluminio en lugar de acero. Sin embargo, no fue hasta 1912 cuando se fabricó la primera prótesis de aluminio, la que fue la más ligera hasta al momento.

La aparición de guerras hizo que aumentase considerablemente el número de amputados. Por ese motivo, siendo en muchas ocasiones ellos mismos los que se diseñaban sus propias prótesis, debido a guerras como la Guerra Civil Norteamericana (1861), la Primera Guerra Mundial (1914) y la Segunda Guerra Mundial (1939) se produjeron grandes avances. Además, la gran evolución en el campo de la aeronáutica fomentó el uso de algunos materiales que no se habían manejado hasta el momento.

Las grandes investigaciones en el campo de la protésica se focalizaron en Europa, donde los desarrollos fueron superiores a los alcanzados en Norteamérica. Para solucionar la situación, viendo el gran incremento de amputados que había sufrido América en esa época, el gobierno de EEUU estableció algunas medidas para fomentar la ciencia protésica, como hacer grandes inversiones para mejorar más en este campo en lugar de las armas [2]. Así, Europa y EEUU abrieron centros de investigación y cursos formativos de Prótesis como ciencia especializada.

A partir de entonces, los grandes desarrollos en el campo de los materiales, la mecánica, los microprocesadores, los chips informáticos y la robótica han permitido alcanzar el diseño de las prótesis modernas que conocemos actualmente. El uso de materiales como el plástico, la silicona, el aluminio y los materiales compuestos han favorecido a la reducción de peso y al aspecto estético. Sin embargo, se continúa en una persecución de la mejora en muchos aspectos como la estabilidad y la ampliación de movimientos, a fin de conseguir que las personas con amputaciones puedan realizar todas las actividades que se planteen su vida sin dificultades.



*Figura 4. Deportistas con amputaciones en el miembro inferior [3].*



## **1.2 Motivación**

El campo de la protésica ha avanzado mucho a lo largo de los años. Para confirmarlo, simplemente bastaría con observar las grandes diferencias entre la primera pata de palo con la actual pierna biónica, todavía en desarrollo.

Esta evolución ha sido y será posible gracias a la combinación de aportaciones de una gran variedad de ciencias, donde la bioingeniería ha ocupado un puesto muy importante. Por una parte, es necesario conocer con exactitud el cuerpo humano y sus comportamientos ante diferentes situaciones, para poder realizar un análisis crítico de su funcionalidad y así, establecer los objetivos necesarios para que la prótesis final reproduzca con la mayor exactitud posible a la parte anatómica que falta. Por otra parte, el diseño debe conseguir cumplir dichas expectativas y estar debidamente particularizada para cada paciente.

Los requisitos generales han cambiado durante el tiempo, estableciéndose actualmente nuevos retos. Entre ellos, ya no se valoran solamente los aspectos mecánicos como la movilidad, la estabilidad, la ayuda a la propulsión y la reducción de peso, sino que además también se valoran otros como la estética, la comodidad del paciente, la mejora de la circulación sanguínea o el alivio de dolores, como los que se producen por el síndrome del miembro fantasma.

Hoy en día, se apuesta sobre todo por el uso de nuevos materiales, de microprocesadores y componentes robóticos que facilitan el uso de la prótesis a la persona amputada, alcanzando logros que jamás se hubiesen imaginado. Sin embargo, aún queda mucho por recorrer.



*Figura 5. Prótesis biónica [4]*

### **1.3 Objetivos**

El objetivo fundamental de este Trabajo Fin de Grado consiste en obtener un análisis numérico mediante el software ABAQUS/CAE 6.13, de la parte baja de una prótesis transfemoral real, formada por un tubo, un conector y un pie protésico de tipo flex-foot, ante las condiciones de la marcha humana.

La finalidad de realizar dicho análisis se basa en obtener información sobre los desplazamientos y la distribución de tensiones soportadas por el modelo, y así, poder establecer el grado de movilidad que ofrece en especial el pie protésico, además de detectar cuál es el intervalo de la marcha que más afecta al material y a su comportamiento mecánico. Como segundo objetivo, se busca establecer unas conclusiones válidas de cómo y en qué cantidad afectan las variaciones de la velocidad de la marcha a los aspectos comentados anteriormente.

Además, para abordar este trabajo y alcanzar los objetivos propuestos, se requiere lograr los siguientes objetivos intermedios:

- Adquirir conocimientos sobre la anatomía básica del miembro inferior, sus movimientos y el desarrollo del ciclo de la marcha humana.
- Conocer las piezas principales que componen la estructura de una prótesis transfemoral, con la finalidad de entender su funcionamiento.
- Conseguir información precisa sobre las condiciones de carga durante el ciclo de marcha, así como la localización y el avance de las áreas de presión.
- Obtener las propiedades elásticas y resistentes de los materiales del modelo.
- Interpretar los resultados obtenidos, para establecer las conclusiones finales sobre el comportamiento mecánico de la prótesis.



## 2. MARCO TEÓRICO

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 Anatomía del miembro inferior y sus movimientos

El miembro inferior es la parte del cuerpo que permite realizar acciones tales como andar, correr o saltar. Se compone por una serie de huesos, músculos, ligamentos y articulaciones que trabajan en conjunto para lograr la ejecución de dichas funciones, comunes en la vida cotidiana. Además de proporcionar movilidad, se encarga de dotar al cuerpo humano de estabilidad y rigidez, tanto en posturas estáticas como en dinámicas.

En el caso de una persona que presente una discapacidad a causa de la falta de alguno de sus miembros inferiores, el hecho de utilizar una prótesis que se parezca lo máximo posible a la del cuerpo humano es fundamental. Por este motivo, es imprescindible conocer su anatomía, con el fin de alcanzar un diseño con el que se alcance la funcionalidad y que se asemeje a la pierna real tanto en movilidad como en estética. Con este fin, a continuación se mostrará una breve explicación de la anatomía del miembro inferior.

#### 2.1.1 El miembro inferior: Huesos, músculos y articulaciones principales

La estructura del miembro inferior, está compuesta por varios segmentos: la cintura pélvica, el muslo, la pierna y el pie. Dichos fragmentos se unen mediante articulaciones, pues la cintura pélvica y el muslo se unen a través de la articulación de la cadera, a su vez, el muslo con la pierna gracias a la articulación de la rodilla y, finalmente, la pierna al pie mediante la articulación del tobillo [8].

- **La cintura pélvica**

En este estudio puede considerarse que la explicación de la anatomía de la cadera es algo prescindible, puesto que los usuarios de una prótesis transfemoral cuentan con esta parte del miembro inferior y parte del fémur. Sin embargo, se incluirá una breve explicación a fin de entender cuáles y cómo se realizan los movimientos a través del muñón.

La cintura pélvica une el tronco con el muslo. Entre sus funciones principales destacan la distribución del peso y el hecho de dotar al cuerpo humano de estabilidad y movilidad, además de alojar órganos.

Su estructura ósea se compone, entre otros, por dos grandes huesos iliacos, que están unidos entre sí mediante el sacro, formándose lo que se conoce como el cinturón pélvico.

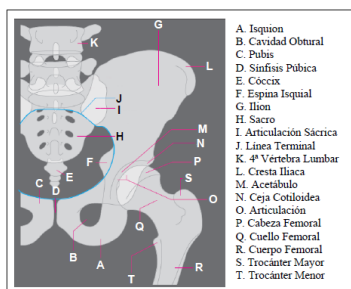


Figura 6. Estructura ósea de la cintura pélvica [6]

Atendiendo a la musculatura que la rodea, cabe destacar algunos de los órganos o tejidos fibrosos que generan el movimiento, como son el glúteo mayor y los isquiotibiales, responsables del movimiento de extensión; el cuádriceps, psoas ilíaco y sartorio, encargados de la flexión; el glúteo menor, el glúteo medio y el glúteo mayor, que proporcionan el movimiento de abducción; los aductores, el músculo interno del muslo y el pectíneo, ejecutores del movimiento de aducción; los géminos superior e inferior y los obturadores internos y externos, agentes del movimiento de rotación externa; y por último, el glúteo menor, el glúteo medio y el tensor de la fascia lata encargados del movimiento de rotación interna.

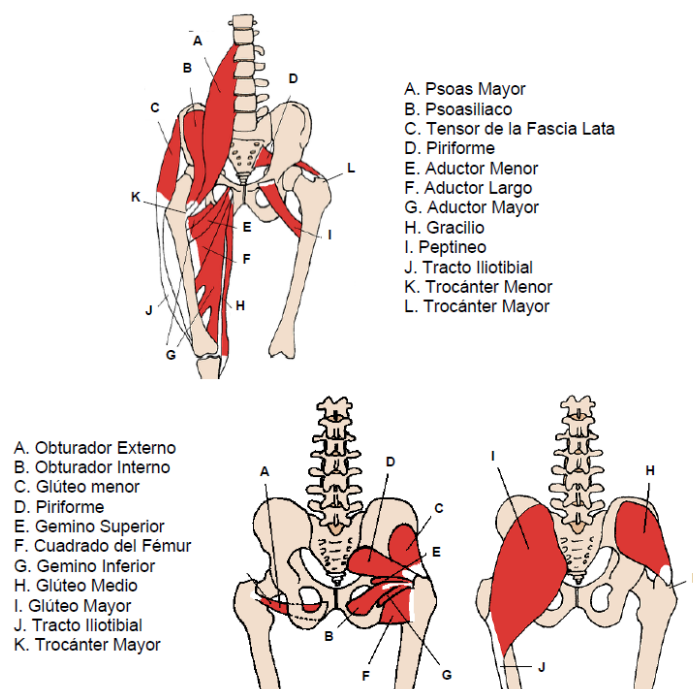


Figura 7. Estructura muscular de la cadera [6]

Una unión muy importante es la **articulación de la cadera o articulación coxofemoral**, que se encuentra en la cavidad cotiloidea. En ella se articula la cabeza femoral, cuya forma cóncava o prácticamente esférica le permite encajar perfectamente con la superficie convexa con la que está en contacto, el acetábulo. Gracias a esta articulación, se genera y transmite el movimiento al fémur [10].

- **El muslo**

El muslo es la parte del miembro inferior que se encuentra entre la articulación de la cadera, que la une con la cintura pélvica, y la rodilla, que la articula con la pierna.

Su estructura ósea está constituida por el fémur, el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano.

Los músculos del muslo pueden clasificarse en tres grandes grupos:

- Grupo anterior: La mayoría de los músculos pertenecientes a este grupo tienen funciones de extensión de la pierna mediante la articulación de la rodilla, aunque

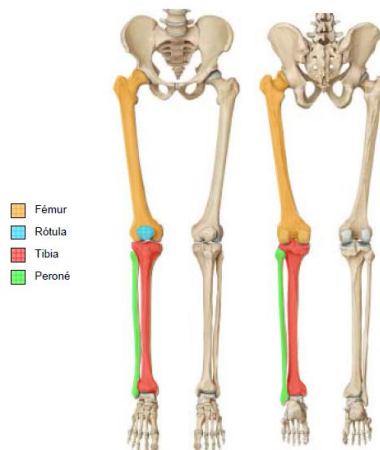
también realizan aportaciones a los movimientos de rotación. Pueden identificarse como los más importantes los cuádriceps femorales y el sartorio.

- Grupo posterior: Los trabajos que desempeñan principalmente son de flexión de la pierna. Está compuesto por el músculo semitendinoso, el semimembranoso y el bíceps femoral, entre otros.
- Grupo medial: Al contrario que los otros dos grupos, no ejerce función en la articulación de la rodilla, sino en la coxal. La función que desempeñan es de aducción y rotación del muslo. Los más destacados son el músculo pectíneo y los aductores largo, breve y magno.



*Figura 8. Músculos del muslo: posteriores, anteriores y aductores, respectivamente [6]*

La **articulación de la rodilla** es una de las más complejas del ser humano en la que intervienen tres huesos: el fémur, la rótula y la tibia, además de numerosos cartílagos y ligamentos, con el fin de establecer la unión del muslo y la pierna. Por su parte, la rótula juega un papel importante en la articulación, puesto que aumenta la palanca generada por los ligamentos del fémur ayudando a la extensión de la rodilla.



*Figura 9. Estructura ósea del miembro inferior [6]*

- **La pierna**

La pierna es el segmento del miembro inferior comprendido entre la articulación de la rodilla y la del tobillo.

Su estructura ósea está compuesta por dos huesos, la tibia y el peroné, conectados mediante articulaciones laterales.

La musculatura de este segmento también está clasificada en varios grupos según la zona de la pierna en la que están localizados:

- Grupo muscular anterior: Se compone por músculos que consiguen el movimiento de flexor o extensor, aductor o abductor y rotador del pie hacia dentro o hacia fuera, además de estabilizar el tobillo. En el caso del músculo tibial anterior el efecto es flexor, aductor y rotador interno. Por el contrario, el peroneo tercero se encarga de las acciones totalmente opuestas al del anterior. Además, también forman parte de este grupo los músculos extensores largos de los dedos y del dedo largo, cuyas funciones, descritas por su propio nombre, son las de conseguir la extensión y flexión de los dedos.
- Grupo muscular posterior: Este conjunto de músculos se encargan principalmente de la elevación del talón y la flexión del pie. Entre los más importantes destaca el tríceps sural, formado por la unión del sóleo, gemelo interno y externo través del conocido tendón de Aquiles. También se localiza el músculo tibial posterior cuya función es la aducción y la estabilidad del pie.
- Grupo muscular externo o lateral: Músculos como el peroneo largo y el corto caracterizan este grupo por sus funciones opuestas de extensor y flexor; abductor y aductor; y finalmente, de rotación externa e interna del pie, respectivamente.



*Figura 10. Músculos de la pierna [6]*

- **El pie**

El pie es el segmento del miembro inferior sobre el que recae el peso del cuerpo humano cuando se dispone en vertical. Está unido a la pierna mediante la articulación del tobillo.

Su estructura ósea es muy compleja, ya que se compone por numerosos huesos que pueden agruparse según la siguiente clasificación, atendiendo a su localización y funcionalidad:

- **Tarso:** Se constituye por un conjunto de siete huesos, los más próximos al tobillo, que conforman la parte del talón y del empeine.
- **Metatarso:** Formado por cinco huesos colocados entre el tarso y las falanges. Éstos constituyen la parte media del pie.
- **Falanges:** Huesos que constituyen los dedos de los pies. Todos ellos están dotados de tres falanges cada uno, a excepción del dedo gordo que tiene dos únicamente. Entre cada uno de estos huesos se establecen **las articulaciones de los dedos**, importantes a la hora de adaptar las diferentes posturas de los dedos a la hora de caminar y encontrar un apoyo estable con el suelo.

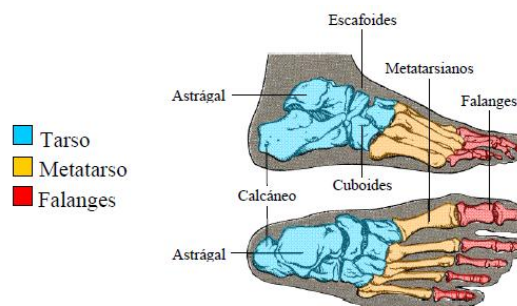


Figura 11. Huesos del pie [6]

La musculatura del pie, está formada por músculos muy pequeños que trabajan en conjunto para alcanzar la robustez y lograr la flexión y extensión del pie, y otros movimientos que dotan de estabilidad al cuerpo a la hora de adoptar diferentes posturas.

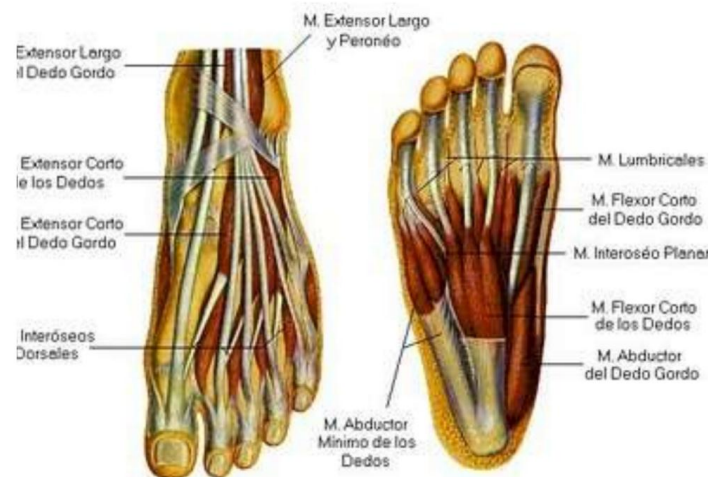


Figura 12. Músculos del pie [6]

La **articulación del tobillo** establece la unión de la pierna y el pie, mediante el acoplamiento de los extremos distales del peroné y la tibia con el astrágalo.



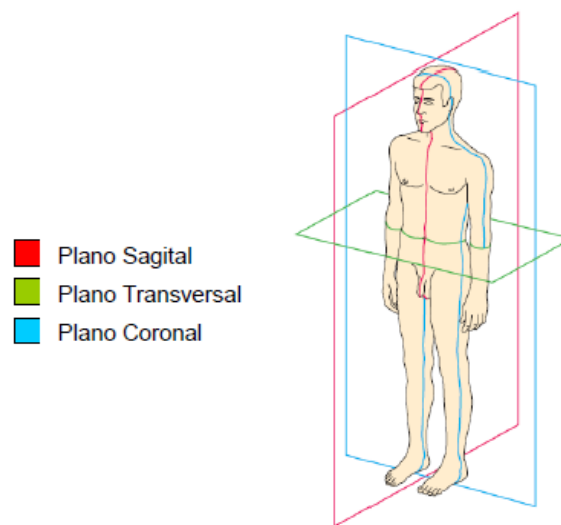
### 2.1.2 Los movimientos del miembro inferior

Cada una de las articulaciones establece la unión de varios segmentos del cuerpo humano, de forma que no queda restringido el movimiento entre ellos. Así, cada una de las articulaciones del miembro inferior consiste en un punto donde se posibilitan todos los movimientos mecánicos que pueden realizarse al caminar, correr, saltar...

Los huesos se mantienen unidos gracias a los ligamentos, tejidos fibrosos que establecen su conexión en las articulaciones, en las que se genera el movimiento debido al trabajo de contracción y extensión de los músculos. Además, también forman parte de las articulaciones otro tipo de elementos como los cartílagos, que evitan el desgaste excesivo entre tejidos óseos provocados por el movimiento.

Una vez definidas las principales articulaciones móviles del miembro inferior en el apartado anterior, a continuación, se definen los principales movimientos que pueden realizarse con cada una de ellas.

El movimiento de cada uno de los segmentos puede detallarse según su dirección o eje de rotación. Los planos que se utilizan comúnmente para definirlos, son los tres planos del cuerpo humano: el plano sagital, el plano transversal y el plano coronal.



*Figura 13. Planos de división del cuerpo humano [6]*

- **Articulación de la cadera**

La articulación de la cadera permite realizar tres movimientos básicos, los cuales no suelen aparecer aislados, normalmente se combinan.

- **Extensión y flexión:** Movimientos en planos paralelos al plano sagital.

La *flexión* se consigue adelantando el miembro inferior, de modo que la zona anterior del muslo tienda a aproximarse al tronco. Se trata de un movimiento que normalmente suele tener una amplitud de 130 - 140°.

La *extensión* es el movimiento contrario a la flexión, en el que la pierna se atrasa respecto al tronco. El recorrido angular está mucho más limitado, adoptando comúnmente valores máximos entre 15 - 20°.

- **Abducción y aducción:** Movimiento en planos paralelos al plano coronal.

El movimiento de *abducción* es el que se produce al alejar el miembro inferior del plano de simetría sagital, desplazándolo hacia los lados. En casos normales, suelen conseguirse valores de 30° o más, pero debe destacarse que a partir de ese valor, la abducción suele generarse con ayuda de la otra cadera, ya que se produce la basculación de la pelvis.

Al contrario, la *aducción* aproxima el miembro inferior en movimiento a la otra extremidad. Como al estar totalmente en dirección vertical se produce el contacto entre ambas piernas, suele medirse en combinación con otros movimientos, no existe aducción pura. Si se cruza una pierna sobre la otra, de forma común puede alcanzarse un valor máximo de 20 - 30°.

- **Rotación longitudinal externa e interna:** Movimiento en torno al eje horizontal longitudinal. Suele analizarse con la rodilla flexionada, formando un ángulo recto con el muslo y la pierna.

La *rotación externa* se consigue girando la pierna de tal forma que se cruza con la otra, con lo que suele obtenerse una amplitud de unos 60°. La *rotación interna* se produce en el sentido contrario con un recorrido menor de unos 30 - 45°.

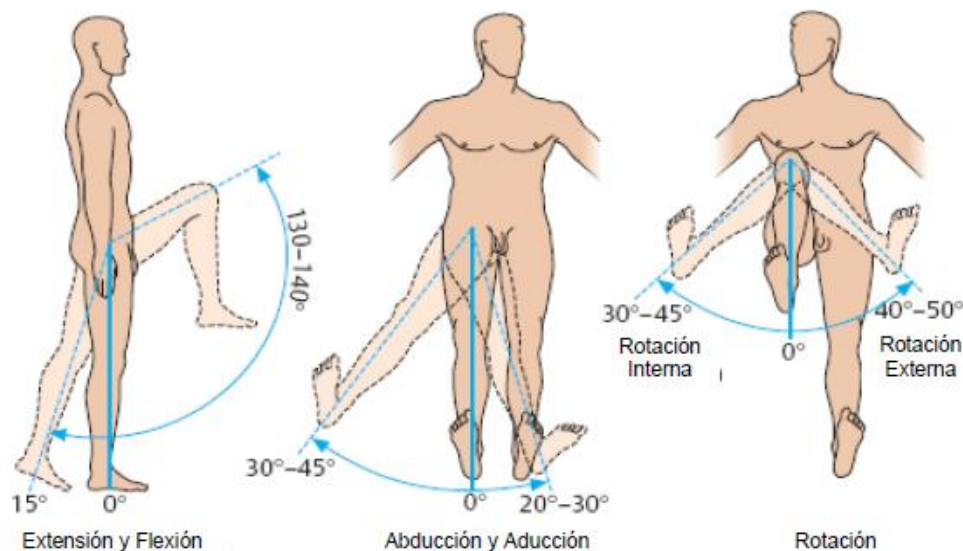


Figura 14. Movimientos de la articulación de la cadera [6]

- **Articulación de la rodilla**

Los movimientos que suelen realizarse gracias a la articulación de la rodilla son:

- **Extensión y flexión:**

El movimiento de *flexión* se realiza al crear un ángulo entre el muslo y la pierna, aproximando el talón al glúteo. De esta forma suele alcanzarse un valor de unos  $155^\circ$ . Por lo contrario, el movimiento de *extensión* tiende a alinear ambos segmentos, hasta alcanzar un ángulo de  $0^\circ$ .

Se denomina hiperextensión, al fenómeno que se produce cuando se crea un ángulo por “sobre-estiramiento”, en sentido contrario al que se produce con la flexión de la rodilla.

- **Rotación externa e interna:**

Se trata de una ligera rotación que favorece el contacto entre la planta del pie y el suelo según la postura adoptada.

Se denomina *rotación externa* al movimiento que se produce cuando la punta del pie se dirige hacia el centro del cuerpo, alcanzándose un valor máximo de unos  $30^\circ$ ; y *rotación interna* cuando se produce en el sentido contrario, obteniéndose un valor máximo de unos  $40^\circ$ .

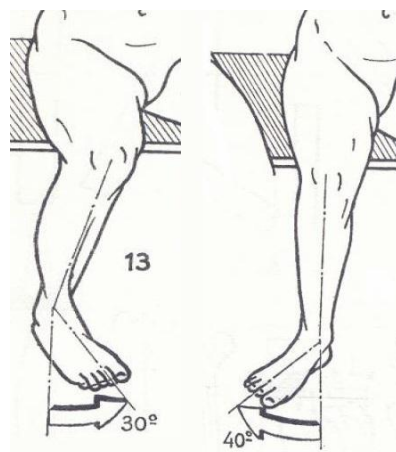


Figura 15. Rotación externa e interna de la pierna

• **Articulación del tobillo**

La articulación del tobillo es la que permite adaptar la posición del pie a la fase de la marcha y a la inclinación del terreno. Sus movimientos más destacados son:

- **Dorsiflexión y flexión plantar:** Movimiento con el que se varía el ángulo entre la tibia y el pie, considerándose nulo en su posición de reposo, cuando realmente forman un ángulo recto.

El movimiento de *dorsiflexión* consiste en la aproximación del pie hacia la zona anterior de la pierna, tendiendo a apuntar con los dedos a la tibia. La amplitud máxima de este movimiento suele estar limitada a los  $30^\circ$ . En sentido contrario, se realiza el movimiento de *flexión*

*plantar*, con el que se tiende a alinear la pierna con el pie al estirarse. El ángulo que suele conseguirse es de aproximadamente 40 – 50°.

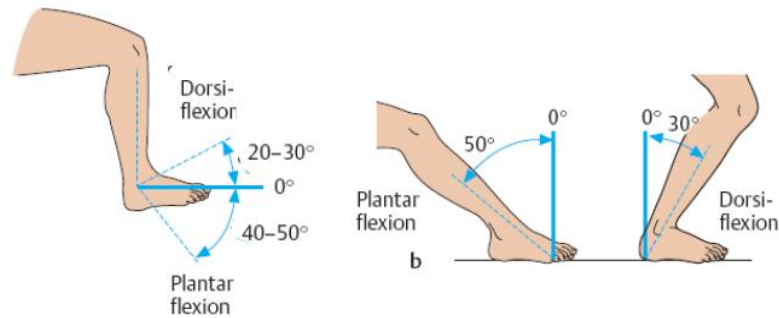


Figura 16. Movimientos del tobillo [6]

- **Articulación del pie**

El pie contiene numerosas articulaciones, entre las que destaca la unión entre metatarsos y falanges. Esta articulación es la que permite modificar la forma del pie al caminar, para mantener siempre los dedos en contacto con el suelo desde que se apoya la planta del pie hasta que se eleva para avanzar el paso.

Los movimientos más destacables son:

- **Flexión y extensión:** Movimiento en el que se varía el ángulo entre el pie y los dedos, considerándose nulo cuando ambos segmentos se sitúan alineados con la horizontal.

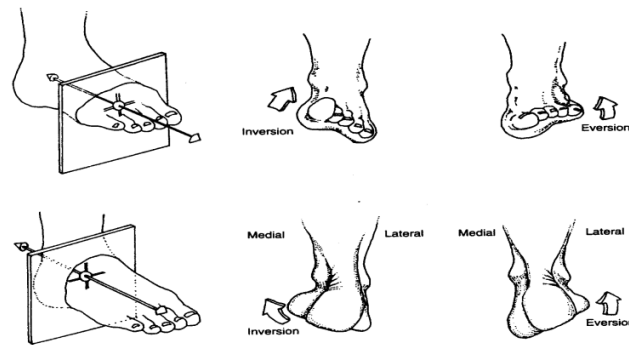
La *flexión* (o *dorsiflexión*) es el movimiento que consiste en elevar los dedos del suelo desde su posición de reposo horizontal. Al contrario, la *extensión* (o *plantarflexión*) tiende generar movimientos en sentido contrario. Para ambas acciones el valor máximo del ángulo obtenido toma valores entre 60 y 70°.



Figura 17. Movimientos del pie de flexión y extensión de los dedos [12]

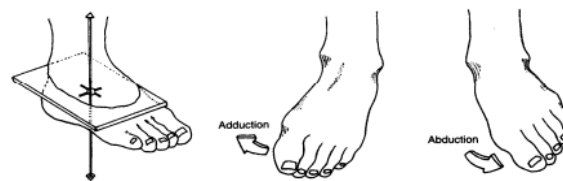
- **Inversión y eversión:** Movimiento en el plano coronal que varía el ángulo de la planta del pie con el suelo.

Los movimientos de *inversión* y *eversión* se ejecutan mediante una rotación alrededor de un eje en dirección longitudinal del pie.



*Figura 18. Movimiento de inversión y evasión del pie [12]*

- **Movimiento de rotación interna y externa:** Movimiento de rotación del pie alrededor de un eje vertical situado en la articulación del tobillo.



*Figura 19. Movimientos de rotación del pie [12]*

### 2.1.3 El ciclo de la marcha humana

La **marcha humana** es el proceso de locomoción bípeda que alterna el adelanto de cada uno de los miembros inferiores respecto al otro, con el fin de alcanzar el avance del cuerpo [9].

Este transcurso al caminar se compone de **ciclos de marcha**, cuyo comienzo se produce cuando el talón de un pie se pone en contacto con el suelo y finaliza cuando se repite esa misma acción, es decir, cuando ese mismo talón vuelve a apoyarse en el terreno. A su vez, los ciclos de marcha se desarrollan mediante **pasos**. Cada ciclo de marcha se compone de dos pasos, definidos como el proceso desde que se origina el apoyo de uno de los talones hasta que se alcanza el apoyo del talón del pie contrario.

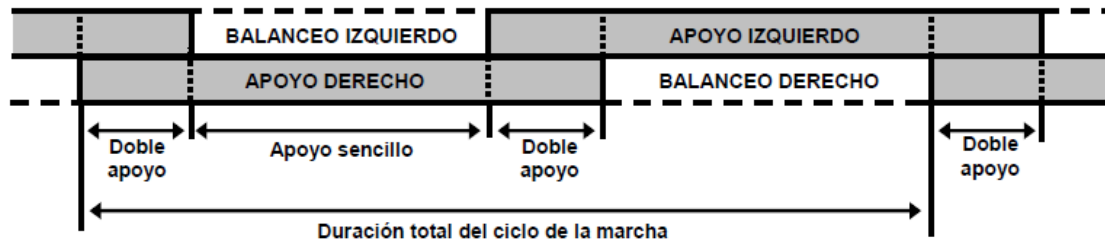
La ejecución de movimientos pertenecientes a la marcha humana no es exactamente la misma en cada individuo, sino que depende de factores como la edad, el peso o simplemente la forma de andar. Se trata de una actividad que requiere un aprendizaje, y suele considerarse que a partir de los siete u ocho años es cuando una persona establece la marcha característica humana adulta, aunque evoluciona a lo largo de toda la vida. Además, también influyen otros aspectos como la velocidad, la dureza del terreno o su inclinación.

Evidentemente, una persona con discapacidad debida a la falta de uno de sus miembros inferiores, presentará algunas diferencias a la hora de caminar. Sin embargo, el objetivo principal es entender cómo se produce cada movimiento en un cuerpo humano sin este tipo de discapacidad, puesto que en el diseño de las prótesis, debe conseguirse la mayor similitud posible para alcanzar la ejecución simétrica de movimientos, y así evitar otras lesiones. Por este motivo, a continuación se describirá el proceso de **marcha normal**, considerándose así un movimiento en línea recta y con velocidad media (con una cadencia de unos 100-120

pasos por minuto), sobre suelo llano y lo suficientemente rígido para que no se produzcan hundimientos.

- **Fases del ciclo de marcha normal**

El ciclo completo que se desarrolla al caminar puede descomponerse en dos fases: fase de apoyo y fase de balanceo u oscilación.



*Figura 20. Fases del ciclo de marcha al andar [11]*

La **fase de apoyo** es aquella en la que se desarrollan los movimientos de avance, mientras que al menos uno de los pies está en contacto con el suelo. Por este motivo, suele descomponerse en dos subfases: el apoyo sencillo o monopodal, en la que sólo un pie está en contacto con el suelo; y el apoyo doble o bipodal, en la que ambos pies están simultáneamente sobre el suelo. Esta segunda subfase se alcanza cuando uno de los pies está iniciando su apoyo en el suelo y el otro comenzando su fase de despegue.

Este período, con una duración temporal aproximada de un 60% del ciclo completo, puede, a su vez, descomponerse en cinco intervalos:

1. Contacto talón: Se inicia en el momento en el que el talón de un pie se pone en contacto con el suelo, cuando comienza a originarse el paso.
2. Apoyo plantar: Comienza cuando aumenta el área del pie en contacto con el suelo, produciéndose el apoyo de la parte anterior. Junto con la primera fase, conforman el proceso principal de aceptación del peso.
3. Apoyo medio: Se origina cuando, visualizando el cuerpo desde el plano sagital, el centro del pie se encuentra alineado con el trocánter mayor (situado en el extremo superior del fémur, ver *Figura 6* (la de la estructura ósea del cinturón pélvico)).
4. Elevación del talón: Se produce cuando cesa el contacto del talón con el suelo.
5. Despegue del pie: Se eleva el pie respecto del suelo y se pierde el contacto total para comenzar con la siguiente fase, la de balanceo.

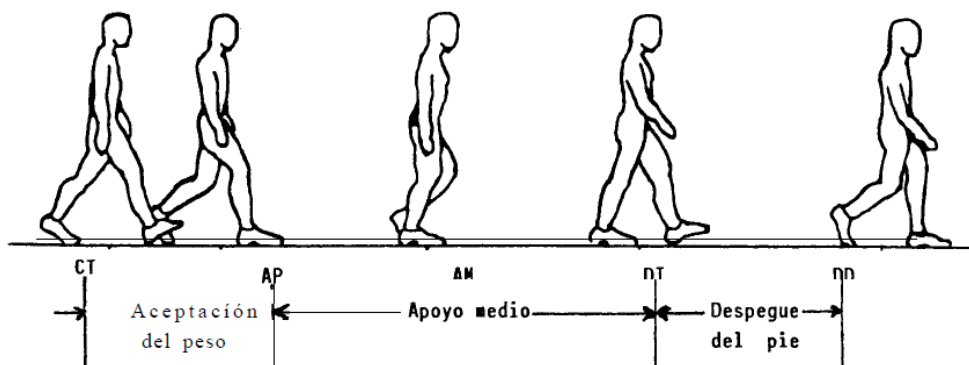


Figura 21. Intervalos de la fase de apoyo [8]

La segunda fase, denominada **fase de balanceo** comienza con la elevación del pie para comenzar la oscilación de la pierna hacia delante, como si se tratase de un péndulo. Este periodo tiene una duración aproximada de un 40% del ciclo, y concluye con el apoyo del talón en el suelo. Los tres intervalos que la componen, considerándolos como una continuación de los cinco anteriores, son:

6. Aceleración: Tras el despegue de los dedos en la fase anterior, se produce una gran aceleración en el extremo de la pierna debido al impulso, lo que la permite comenzar con el balanceo.
7. Balanceo medio: Periodo en el que la pierna en movimiento de balanceo se adelanta sobre la pierna con apoyo en el suelo.
8. Desaceleración: Al finalizar el proceso de balanceo, la pierna desacelera para evitar un choque brusco del talón al comenzar la siguiente fase.

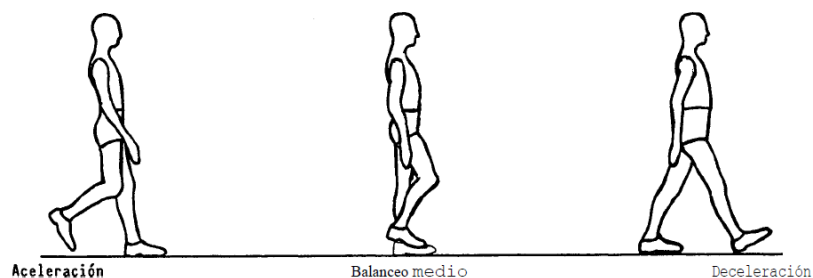
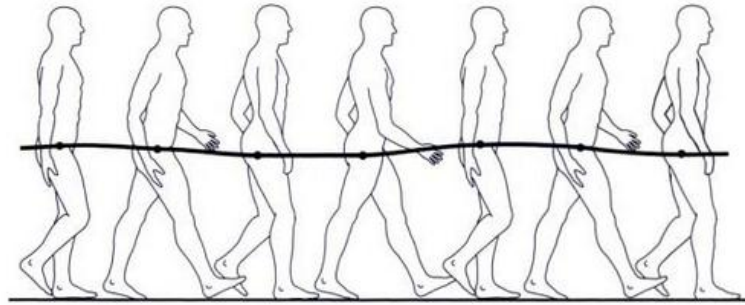


Figura 22. Intervalos de la fase de balanceo [8]

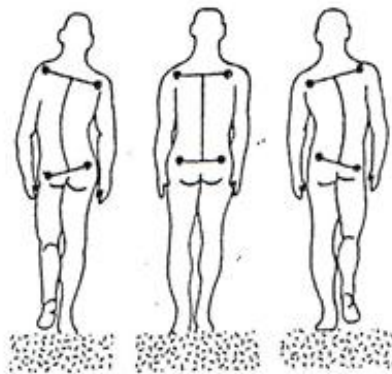
Durante todo el proceso, al andar, se consigue un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano hacia delante, lo que genera el avance. Sin embargo, también se desencadena un movimiento hacia arriba y hacia abajo, describiéndose un movimiento sinusoidal en el plano sagital. Esta curva que describe el centro de gravedad, es la que optimiza el consumo energético, puesto que requiere un consumo menor. El punto más alto del centro de gravedad se alcanza en la fase unipodal, en la que el cuerpo genera una energía potencial que se convierte en energía cinética al descender hasta su posición más baja, obtenida en el momento en el que los dos pies están en contacto con el suelo. Para conseguir este movimiento, la pelvis, la cadera y la rodilla trabajan de forma coordinada para disminuir

la amplitud de la curva; a la vez que la rodilla, el tobillo y el pie para evitar los cambios bruscos de pendiente en la curva [13].



*Figura 23. Oscilación del centro de gravedad den el plano sagital [13]*

Además, los balanceos laterales del cuerpo también generan un desplazamiento de dicho centro de gravedad en el plano coronal, que suele tener una oscilación de unos 5 cm. Se trata de movimientos causados por una desviación del tronco y la pelvis, que tienden a la alineación del trocánter mayor con el centro del pie apoyado.



*Figura 24. Oscilación del centro de gravedad en el plano coronal [13]*



## 2.2 Análisis cinético y cinemático.

Mediante el análisis cinemático se detallan los movimientos generados y la actuación de las fuerzas que soporta el extremo inferior en cada una de las fases del ciclo de marcha. Las fuerzas principales que recaen sobre el extremo inferior al caminar son las generadas por la gravedad, la inercia, las reacciones, la fricción y las fuerzas internas desarrolladas por los músculos [9].

El centro de gravedad, en algunos intervalos de la marcha, se sitúa más adelantado que el centro de la base de sustentación, lo que produce una continua pérdida de equilibrio, que cesa en el momento que aumenta el apoyo en el suelo. Las **fuerzas gravitatorias** causan su desplazamiento hacia abajo y hacia delante, lo que incitan al avance y posterior apoyo del pie que se encontraba en la fase de balanceo, alcanzando así la estabilidad.

Por otra parte, como se cita en la Tercera ley de Newton: *“Con toda acción ocurre siempre una reacción igual y contraria: quiere decir que las acciones mutuas de dos cuerpos siempre son iguales y dirigidas en sentido opuesto”*. Por este motivo, todas las fuerzas que el cuerpo ejerce sobre el suelo, a su vez, el suelo ejerce a éste, con el mismo valor pero en sentido contrario. Estas **fuerzas de reacción** tienen tres componentes, una vertical con la que se contrarresta el efecto del peso; y otras dos contenidas en el plano horizontal, causadas por las fuerzas de propulsión o frenado al caminar.

Estas fuerzas de propulsión y frenado sólo pueden transmitirse en caso de que exista la adherencia necesaria. Por este motivo, las **fuerzas de fricción** también tienen su papel significativo, puesto que de no existir, el pie deslizaría. Cabe destacar que su valor depende notablemente de los materiales de la zona de contacto.

Los cuerpos tienen una propiedad que tiende a mantener el estado en el que se encuentre, la inercia. Cuando quiere modificarse la aceleración que posee un cuerpo, deben vencerse las **fuerzas de inercia** en cada paso.

Además, la marcha humana se posibilita gracias a las **fuerzas internas** generadas por el fenómeno de contracción de los músculos. Estas contracciones musculares, pueden clasificarse en tres tipos, según la variación de longitud del músculo:

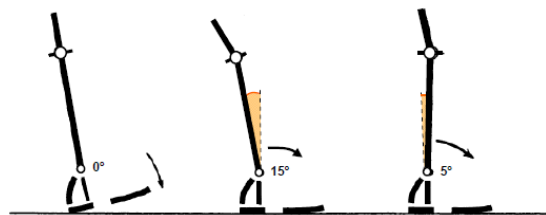
- Contracciones tipo concéntricas: Las inserciones del músculo se aproximan, por lo que se disminuye la longitud del músculo, creando una fuerza de tracción.
- Contracciones tipo excéntricas: Las inserciones de los músculos se alejan, alargando la longitud del músculo, de tal forma que se consigue frenar otro tipo de fuerzas a las que el cuerpo está expuesto de forma externa, o por la acción de otros músculos.
- Contracciones tipo isométricas: La longitud del músculo no presenta variaciones. Se originan con la finalidad de contrarrestar fuerzas contrarias y mantener la firmeza.

Una vez explicadas las fuerzas principales que intervienen en el proceso de la marcha humana, se van a detallar cada uno de los movimientos que se producen en la articulación del tobillo durante cada una de las fases, a fin de poder identificar y establecer la distribución de fuerzas a las que está sometido. Este estudio cinético y cinemático se centrará en la articulación inferior, ya que ésta es la información que más interesa para el posterior análisis

de la parte baja de la prótesis correspondiente a la pierna, tobillo y pie. A continuación se detalla el ciclo, visto desde el plano sagital:

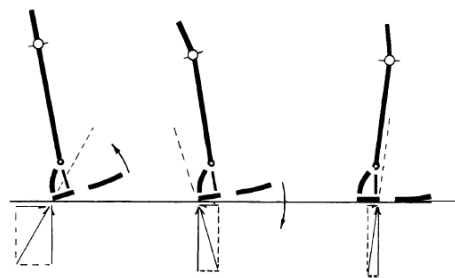
### 1. Contacto talón – Punto de apoyo medio

El **movimiento** del tobillo presenta una evolución desde que el talón entra en contacto con el suelo hasta que se alcanza el mayor área de contacto en la fase de apoyo medio. Comienza con una **posición de reposo**, en la que el eje del pie y de la pierna se sitúan formando un ángulo recto, pero a medida que avanza el contacto con el suelo a la zona media del pie, el tobillo comienza a **flexionarse** alcanzando un ángulo de  $15^\circ$ . A continuación, la articulación del tobillo realiza un movimiento de **dorsiflexión**, hasta que alcanza un ángulo de unos  $5^\circ$  aproximadamente en la fase de apoyo medio.



*Figura 25. Movimiento del tobillo en el intervalo contacto talón - apoyo medio [11]*

Las **fuerzas de reacción** con el suelo también presentan una evolución en este intervalo. Cuando el talón comienza a apoyarse en el suelo, surge una ligera fuerza de reacción cuya dirección tiende a crear un momento sobre la articulación del tobillo en sentido del movimiento de dorsiflexión. Sin embargo, con el avance del cuerpo aumenta considerablemente la componente vertical, para contrarrestar el gran aumento de la fuerza peso en este punto, de tal forma que se invierte el sentido del momento en el tobillo, creándose así un momento de valor mucho mayor que el anterior y con sentido favorable a la flexión plantar. Por último, cuando el pie en su mayoría está apoyado, el punto de aplicación de la fuerza de reacción se adelanta, creándose de nuevo un momento favorable a la dorsiflexión.

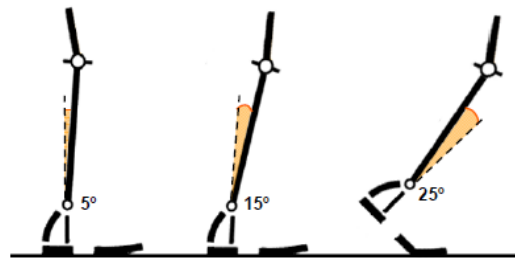


*Figura 26. Evolución de las fuerzas de reacción del suelo en el intervalo contacto talón – apoyo medio [8]*

### 2. Punto de apoyo medio – Despegue de los dedos

El **movimiento** del conjunto pie tobillo parte desde una posición de unos  $5^\circ$  de **dorsiflexión**, en la fase de apoyo medio, pero a medida que se va despegando el talón del suelo, este ángulo aumenta hasta que alcanza un valor de unos  $15^\circ$ . Una vez que el talón ya se ha separado del suelo, y comienza el despegue del pie, el movimiento comienza a realizarse en

sentido contrario, de tal forma que cuando los dedos están a punto de elevarse del suelo, el tobillo se encuentra en una posición de **flexión plantar** de unos  $25^\circ$  y los dedos en una posición de extensión de unos  $15^\circ$ , aproximadamente [9] [11].



*Figura 27. Movimiento del tobillo en el intervalo apoyo medio - despegue de los dedos [11]*

En este intervalo, en el que el pie no realiza translaciones y está apoyado sobre el suelo, la pierna rota sobre el tobillo. A medida que se va elevando el talón, la fuerza peso se adelanta creando en el tobillo un momento en sentido del movimiento dorsiflexor, que continúa aumentando hasta que se llega a la situación límite en la que los dedos se separan del suelo y su valor cae bruscamente hasta hacerse nulo.



*Figura 28. Evolución de las fuerzas de reacción en el intervalo de apoyo medio – despegue de los dedos [8]*

### **3. Fase de balanceo**

El movimiento del tobillo una vez que los dedos pierden el contacto con el suelo es de recuperación de la posición neutral. Ya alcanzada dicha posición, se mantiene durante toda la fase de balanceo, hasta que comienza un nuevo ciclo.

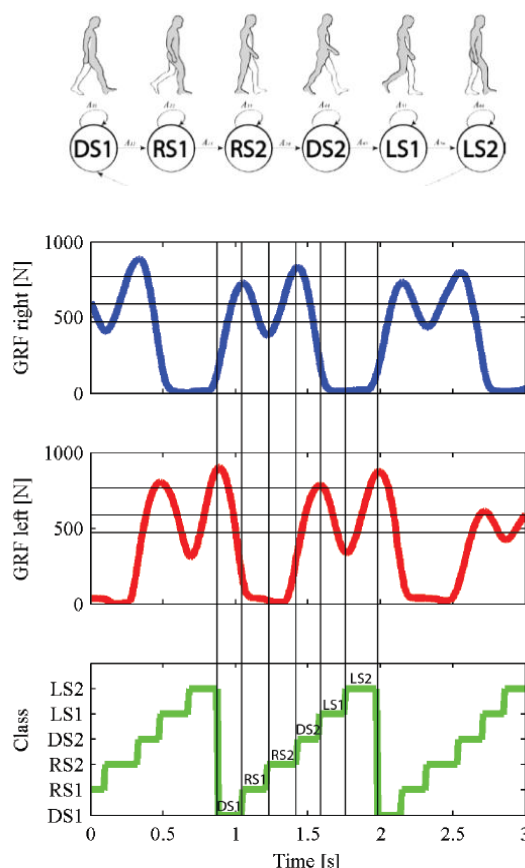
En este intervalo, el tobillo se encuentra moviéndose sobre el suelo sin tener contacto con éste, por lo que no sufre fuerzas de reacción.

### 2.2.1 Distribución de fuerzas y del centro de presión

La distribución de presiones en la planta del pie es una importante investigación en el ciclo de la marcha humana. Conocer las fuerzas de reacción y la distribución de presiones que experimenta el pie en cada etapa de la marcha, aporta información útil sobre su estructura y funciones.

A pesar de que las fuerzas de reacción que ejerce el suelo sobre la planta del pie son variables en cada individuo y que, además, dependen de muchos factores, se ha encontrado un patrón aproximado, que se representa en la *Figura 29*.

La representación gráfica de las fuerzas de reacción presenta dos grandes máximos; el primero se corresponde con la etapa de contacto suelo-talón, y el segundo con el despegue de los dedos. También destaca un mínimo, que representa el momento en el que se alcanza el apoyo medio.



*Figura 29. Fuerzas de reacción durante el ciclo de la marcha humana [16]*

La localización del centro de presiones es sustancial para conocer las zonas sobre las que se soportan las mayores fuerzas de reacción. Atendiendo a los máximos de la *Figura 29*, estas se localizan bajo el talón, en la parte delantera del pie y en el dedo gordo; coincidiendo con las etapas mencionadas anteriormente, el contacto del talón con el suelo y el despegue de los dedos. Las zonas de menor presión se localizan en la zona media y en la zona lateral del pie.

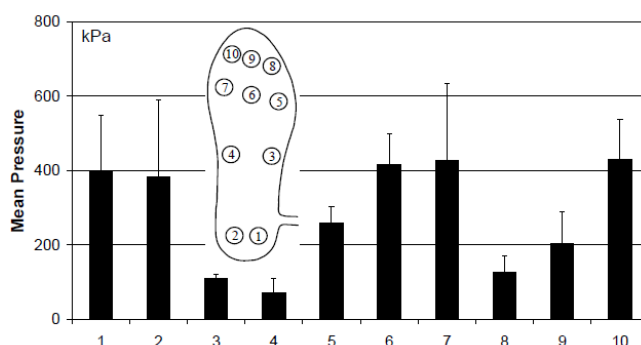


Figura 30. Zonas de presión sobre el pie [17]

Si se realiza un seguimiento del avance del centro de presiones (COP) en la fase de apoyo se puede observar el recorrido desde el talón hasta los dedos. La situación inicial del centro de presiones comienza en la parte media del talón, debido al primer intervalo de contacto del talón con el suelo. A partir de ese momento, se alcanza un máximo de fuerza de reacción cuando está apoyado completamente y el centro de presiones progresa hacia delante, en la segunda fase conocida como apoyo plantar. En el siguiente intervalo, mientras que el talón continúa en contacto con el suelo, el centro de presión sigue moviéndose rápidamente hacia los metatarsos y la presión en el talón va disminuyendo. Este transcurso del centro de presión se produce en una línea muy cercana al centro del pie, lo que indica que la zona lateral en contacto con el suelo no juega un papel muy importante en la transferencia de carga. Una vez que la zona media del pie se separa del suelo por el despegue del talón, se alcanza otro máximo en el valor de las fuerzas de reacción, cuyo centro de presión se sitúa en la parte delantera del pie, donde recae toda la carga. En el último intervalo, la carga comienza a transferirse hacia los dedos hasta que éstos se separan totalmente del suelo. Este último periodo de transferencia de carga se produce muy rápidamente, pero puede afirmarse que el primer y segundo dedo son los que principalmente ejercen la fuerza [18].



Figura 31. Podometría electrónica de la fase de apoyo: distribución de fuerzas [13]

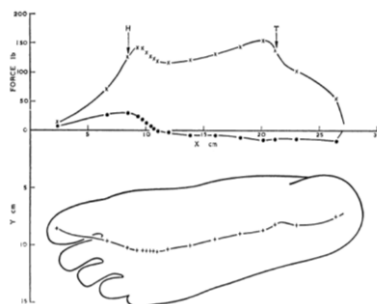
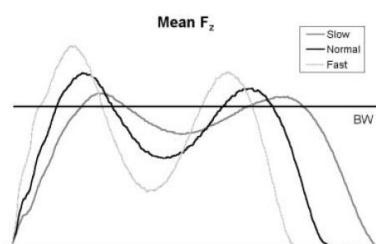


Figura 32. Recorrido del centro de presiones en la marcha con pies descalzos [17]

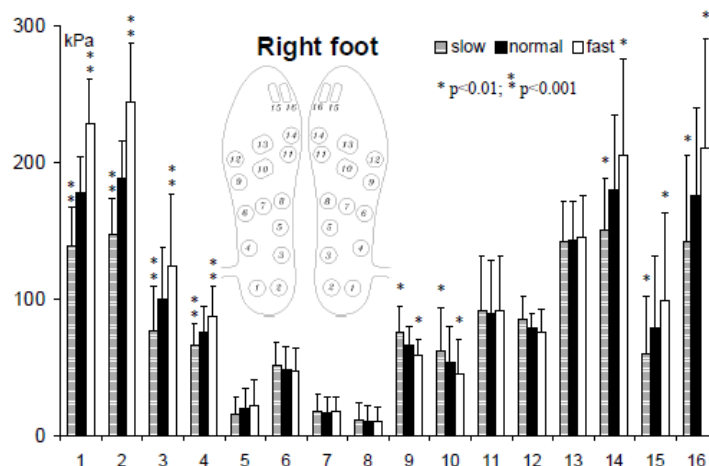
Los factores que afectan a las fuerzas de reacción en el pie son múltiples. Aparte de la forma propia de caminar de cada individuo, un factor importante a considerar en la medición es la velocidad de la marcha. Esta magnitud modifica considerablemente las fuerzas de reacción sobre el pie, sin embargo, su influencia puede ser difícil de analizar. Las reacciones varían con velocidades similares de marcha, ya que puede alcanzarse una determinada velocidad con diferentes combinaciones de longitud de zancada y cadencia.

En general, puede afirmarse que la presión máxima y las fuerzas de reacción incrementan linealmente con el aumento de velocidad. Puede observarse en la *Figura 33*, que los máximos alcanzados según aumenta la velocidad toman valores superiores.



*Figura 33. Fuerza de reacción según la velocidad de marcha [17]*

Las fuerzas de presión suelen aumentar en la mayoría del área de la planta con la velocidad, excepto en la zona lateral, antepié y quinto dedo, como se muestra en la *Figura 34* para las distintas velocidades.



*Figura 34. Zonas de presión dependiendo de la velocidad de la marcha [17]*

Otro factor importante en la medición de las fuerzas de reacción es la simetría al caminar. Los estudios realizados con individuos sin patologías han mostrado una gran similitud en cuanto a las fuerzas de reacción y su distribución del centro de presiones en ambos extremos inferiores, como se puede ver en la *Figura 29*. Sin embargo, las personas con amputación en alguna de sus extremidades presentan grandes asimetrías [19].

La ausencia de las articulaciones de la rodilla, tobillo y pie en una persona con amputación transfemoral provoca cambios en los movimientos de la extremidad. Por ese motivo, el

afectado sufre una inestabilidad inusual que tiende a reducir con algunas estrategias que afectan al ciclo normal de la marcha humana. Algunas de ellas pueden ser [2]:

- Ejercer una mayor fuerza de propulsión y frenado con la pierna no afectada, dándola preferencia.
- Disminuir la velocidad de la marcha para requerir una menor fuerza de frenado.
- Disminuir el tiempo de balanceo de la pierna no afectada para reducir el tiempo de apoyo sobre la prótesis.

Estas variaciones conllevan a una variación en los tiempos empleados en cada intervalo de la marcha, en las fuerzas de reacción y en el avance del centro de presiones. Sin embargo, algunos estudios han confirmado que las fuerzas de reacción que sufre la extremidad protésica son menores que las que se ejercen sobre la extremidad no afectada, durante el ciclo de marcha [19] [20].

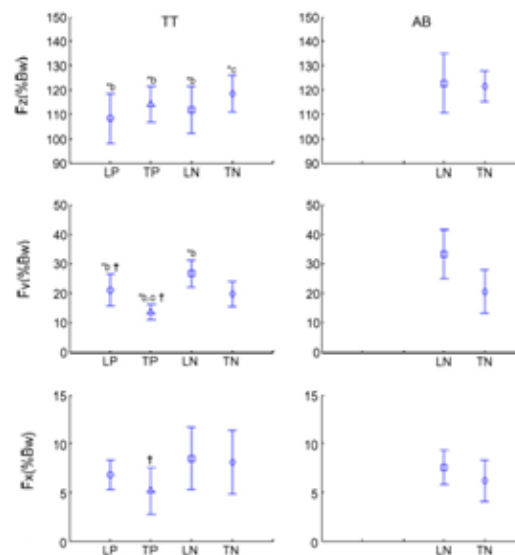


Figura 35. Comparación de las fuerzas de reacción de una persona con amputación transfemoral (TT) y una persona sin amputaciones (AB). LP: Pierna protésica adelantada; TP: Pierna protésica atrasada; LN: Pierna no afectada adelantada; TN: Pierna no afectada atrasada. [19]

La Figura 35 muestra el análisis de las fuerzas en las tres componentes: vertical ( $F_z$ ), longitudinal ( $F_y$ ) y lateral ( $F_x$ ). Como puede comprobarse, las personas portadoras de una prótesis transfemoral tienden a cargar más fuerza vertical en la extremidad no afectada, y además, se observa una disminución de la fuerza de reacción en la extremidad protésica en comparación con las fuerzas de reacción que sufren las extremidades de una persona sin amputaciones (AB). Las fuerzas longitudinales y mediolaterales, también son inferiores en la extremidad protésica que en la no afectada.

El avance del centro de presiones, por lo tanto, también varía con respecto a la marcha normal de una persona sin amputaciones. Se trata de un análisis que varía de forma individual, sin embargo, en la Figura 36 se muestra la progresión longitudinal del centro de presiones con el tiempo, como porcentaje del ciclo completo, para la marcha con una

extremidad protésica (a), en comparación con la extremidad no afectada (b) y con la de una persona sin amputaciones (c).

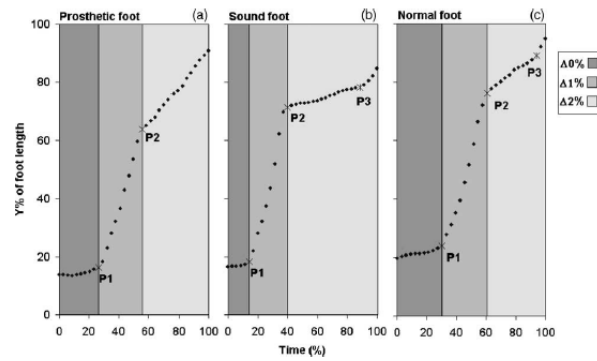


Figura 36. Avance del centro de presiones: a) en el miembro protésico, b) en el miembro sano, c) sin amputaciones [20]



## 2.3 Prótesis y biomecánica

Las prótesis son dispositivos artificiales que se encargan de sustituir a un órgano, una pieza o un miembro del cuerpo que falta. Deben adecuarse a la persona en concreto y a la funcionalidad a desempeñar.

Las prótesis del miembro inferior pueden clasificarse según muchos aspectos. Según el alcance de la amputación:

- Prótesis para la desarticulación de la cadera.
- Prótesis transfemorales.
- Prótesis para la desarticulación de la rodilla.
- Prótesis transtibiales.
- Prótesis para la desarticulación del tobillo.
- Prótesis parciales para el pie.

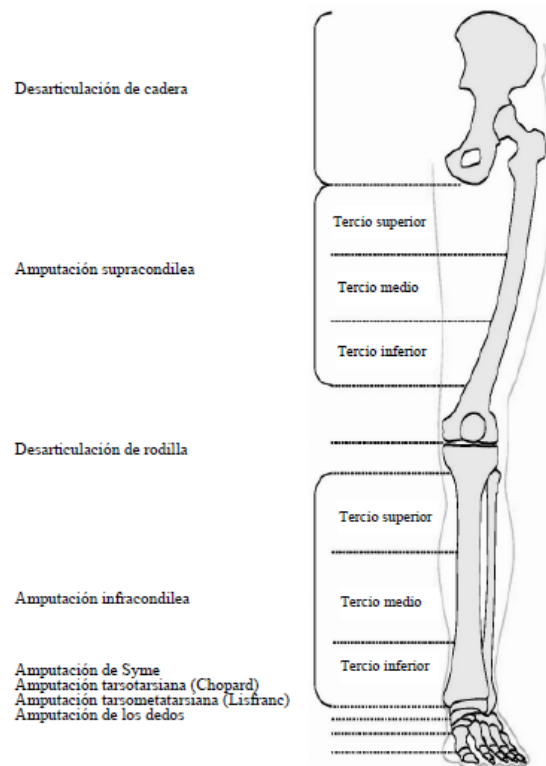
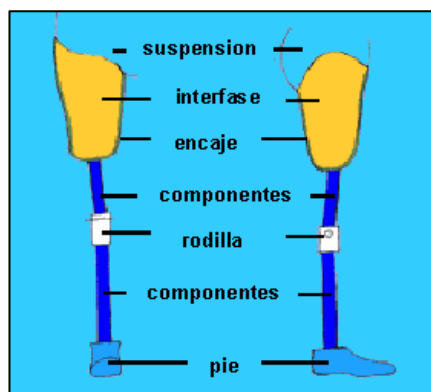


Figura 37. Tipos de amputación [3]

Las prótesis transfemorales son aquellas en las que tras la amputación, el paciente conserva al menos una parte del fémur. Cuanto mayor sea esta longitud, más fácil y cómodo será para el paciente adaptarse a la prótesis y a su manejo, ya que tendrá un mayor brazo de palanca. Además una longitud escasa impediría una buena colocación. Por estos motivos, para portar los encajes típicos para este tipo de prótesis, la longitud mínima aceptable del muñón óseo es de unos siete centímetros, más otros cinco de almohadillado muscular.

Los elementos principales de los que se compone una prótesis transfemoral son: el encaje, la articulación de la rodilla, el pie protésico y las estructuras que unen cada uno de estos

componentes. Además, dependiendo del nivel de complejidad de la prótesis, puede llevar otras articulaciones como las del tobillo y pie, o contener elementos electrónicos y robóticos.



*Figura 38. Estructura general de una prótesis transfemoral básica.*

- **Encaje**

El sistema de encaje es la parte de la prótesis en contacto directo con portador, es decir, el punto de unión. Se trata de un componente que debe aportar la máxima comodidad y evitar holguras y rozaduras. Además, se pretende que el paciente desarrolle el sentido de la *propiocepción*, es decir, que sea capaz de notar lo que ocurre más allá de su propio cuerpo a través de la prótesis, como por ejemplo, irregularidades del terreno o cambios de pendiente. Por ese motivo, se trata de conseguir un contacto pleno con el encaje de la prótesis que sólo puede mantenerse con una buena sujeción y el completo vacío.



*Figura 39. Encaje para prótesis transfemoral [37]*

Durante el día, debido a los cambios de volumen del cuerpo, puede producirse la permanencia o entrada de fluido en el encaje. De ser así, se reduce el área de contacto entre el muñón y el encaje, produciendo en el paciente zonas de mayor presión y por lo tanto incomodidad. Para evitarlo, este componente suele contener una válvula de vacío, más o menos avanzada según la prótesis, que permite expulsar el fluido y mantener el contacto total. Es importante colocar una media especial o liner entre el muñón y la prótesis, con la finalidad de evitar el contacto directo de la prótesis con la piel, para disminuir irritaciones, y controlar las fuerzas a las que está sometido el muñón (choque, rotación y transversales).

Además, también suelen contar con funciones de mejora de la circulación y reducción de la variación de volumen del muñón.

- **Rodilla**

Las articulaciones de rodilla para prótesis transfemorales pueden ser de muchos tipos. Tratan de ajustarse a las actividades más comunes del paciente, a su grado de movilidad, a su edad, peso, nivel de coordinación...

Constan normalmente, de varias piezas metálicas que permiten la conexión del bloque superior de la rodilla con el encaje, y de la parte inferior de la rodilla con el tubo. Suelen tener uno o varios ejes que permiten la flexión y extensión de la rodilla, y además, incluyen unos topes en su mecanismo, que evitan la hiperextensión.

Los movimientos de extensión y flexión de la rodilla se provocan con las fuerzas ejercidas por el portador mediante el muñón, y por los efectos de inercia y gravedad. Además, dependiendo de la complejidad de la prótesis, incluye unos u otros componentes para facilitar su control al amputado, para que no tenga que ejercer mucha fuerza sobre el encaje y para evitar las caídas imprevistas. Debe tener poco peso, funcionar suavemente sin producir ruidos y adecuarse a la forma y dimensiones de la rodilla anatómica.

El conjunto de la rodilla debe proporcionar un movimiento suave de rotación alrededor del eje, para que la prótesis se ajuste lo máximo posible a la variación angular entre el muslo y la pierna durante las distintas fases de la marcha, al sentarse o arrodillarse. Pero además, debe aportar estabilidad durante los primeros intervalos de la fase de apoyo, ya que de permitir el giro libre se produciría la caída. Por eso, para poder atender a las dos indicaciones mencionadas, y dotar de *estabilidad* sin prescindir del movimiento, se utilizan uno o la combinación de varios de los siguientes métodos [2]:

- Fuerza con el muñón: El paciente puede mantener la extensión de la prótesis durante las primeras fases de apoyo haciendo fuerza desde el encaje hacia atrás.
- Alineación: El mecanismo de la prótesis debe mantener el centro de instantáneo de rotación posterior a la línea de carga.
- Componentes: Se introducen en la rodilla mecanismos de cierre o freno para evitar flexiones excesivas y repentinas. Además, muchas las prótesis actuales incluyen microprocesadores que la convierten en articulaciones inteligentes, capaces de adaptarse a cada fase del ciclo de marcha.

La rodilla podría considerarse como la parte más compleja de la prótesis. Actualmente existen muchos mecanismos diferentes para permitir el giro y control, es decir, aportar movilidad y estabilidad respectivamente.

Según el funcionamiento de rotación en cuanto a número de ejes, pueden clasificarse como monocéntricas o policéntricas [21]. Las *monocéntricas* son las más sencillas, ya que contienen un solo eje de rotación. Presentan varias ventajas como el bajo peso, mínimo ruido y menor coste de adquisición y mantenimiento. Como inconveniente, suelen ser rodillas de menor

control que las policéntricas, por lo que requieren una mayor fuerza del paciente. Suelen incorporar un freno de fricción constante para evitar flexiones indeseadas, sin embargo, éstos limitan la velocidad de la marcha. En ocasiones, también se las incorpora un bloqueo manual.



Figura 40. Rodilla monocéntrica [37]

Las rodillas *policéntricas* cuentan con un juego de barras que rotan alrededor de varios ejes. Esto genera que el centro instantáneo de rotación (CIR) sea móvil, lo que permite aumentar la estabilidad controlando su posición. En la fase de contacto del talón con el suelo, las fuerzas de reacción se sitúan adelantadas a la posición del CIR, lo que genera un momento en sentido contrario a la flexión de la rodilla, que mantiene la pierna en extensión. Sin embargo, en la posición de despegue de los dedos, la fuerza de reacción se atrasa respecto a la posición del CIR, lo que provoca la flexión de la rodilla [22]. Suelen requerir menos fuerza por parte del paciente que las monocéntricas.



Figura 41. Rodilla policéntrica [37]

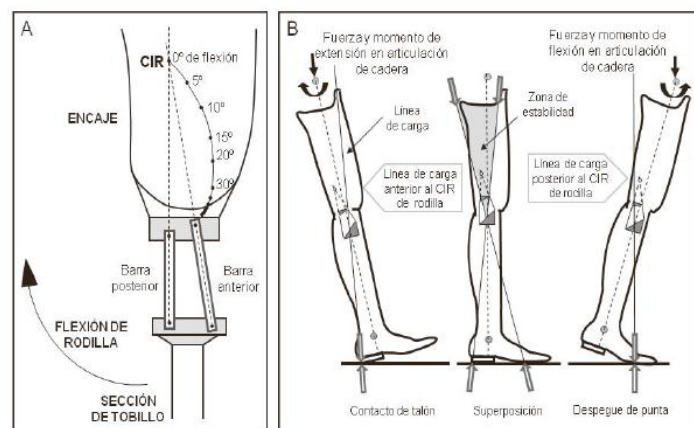


Figura 42. Posición del CIR de una rodilla policéntrica [22]

Los *sistemas de control* de las prótesis son muy importantes para aportar estabilidad y una marcha natural. Es necesario incluirlos en el conjunto mecánico para impedir la excesiva flexión de la rodilla, tanto en el apoyo como en la fase de balanceo, y evitar el impacto final en el intervalo de desaceleración de la fase de balanceo, cuando la pierna está totalmente estirada. Como sistemas de control podemos encontrar los siguientes:

- Sistema de fricción constante: Se consigue mediante un manguito o freno alrededor del eje, que genera una acción de freno fija que puede ajustarse apretando o aflojando un tornillo.
- Sistema de fricción variable: El grado de fricción varía utilizando un conjunto de elementos que rotan junto con el eje de la rodilla y que actúan de forma sucesiva, aumentando la fricción en la rotación.
- Sistema de freno activado por peso: Un freno de fricción actúa cuando el peso recae sobre la prótesis y ésta se encuentra en extensión, no permitiendo la flexión de la rodilla hasta que el peso cesa.
- Cierre manual: El portador de la prótesis activa o desactiva la flexión de la rodilla manipulando una palanca.

Aunque no siempre se requiere, en algunas ocasiones se incluye en la prótesis un componente de ayuda a la extensión de la rodilla, a fin de controlar la elevación del talón y acelerar el movimiento de oscilación. Estos suelen componerse de tirantes o palancas que actúan con ayuda de resortes *Figura 40*.

Por otra parte, y con un mayor grado de complejidad, se encuentran las rodillas con *microprocesadores*. Constan de un mecanismo que incluye un sensor y un sistema inteligente, capaz de recopilar información a tiempo real. Es capaz de ajustarse a los movimientos del paciente, dotándole de gran estabilidad, coordinación y una marcha más natural.



*Figura 43. Rodilla con microprocesador [37]*

- **Conectores**

Los conectores son piezas cuya función principal es unir los elementos de la prótesis. Hay diferentes tipologías, una de las más utilizadas con geometría sencilla son las de forma en pirámide invertida, en la que el conector macho se introduce en el conector hembra, el cual tiene cuatro tornillos que se aprietan hasta fijar ambas partes.

También existen conectores de mayor complejidad, que además de servir como unión de elementos, también permiten otro tipo de funcionalidades, como el adaptador de giros, el adaptador de torsión o el amortiguador de golpes [37].



*Figura 44. Conectores [7]*

- **Tubo**

Se trata de un elemento que conecta la rodilla con el conjunto pie-tobillo. Suelen unirse con adaptadores de pirámide con abrazadera, que permiten variar la longitud.



*Figura 45. Tubo [7]*

- **Conjunto pie-tobillo**

Los pies protésicos se unen al tubo mediante el tobillo. Según la situación del paciente y de las actividades a las que vaya a dedicarse, podrá elegir entre diferentes conjuntos que ofrecen más o menos nivel de movilidad. Entre los más destacados se encuentran:

- *Montaje de pie tobillo con eje sencillo:* El tobillo contiene un eje que permite el movimiento de flexión plantar y dorsiflexión, limitado por topes colocados detrás y delante del eje, respectivamente. No permite movimientos laterales. Sin embargo, para adecuarse a la postura alcanzada en el intervalo de despegue de los dedos, el pie puede contener una articulación en los dedos o estar formada por una parte flexible. Son los que ofrecen el nivel más alto de seguridad.



*Figura 46. Conjunto pie-tobillo sencillo [37]*

- **Montaje pie tobillo SACH:** Se trata de un conjunto sin articulaciones, fabricado con materiales flexibles que permiten el movimiento.



*Figura 47. Pie protésico SACH [37]*

- **Montaje pie tobillo de eje múltiple:** Permiten el movimiento en todas las direcciones, es decir, en flexión plantar y dorsiflexión, inversión y eversión, y una ligera rotación alrededor del eje vertical. Al poseer más grados de libertad, permite al portador adaptarse mejor a terrenos irregulares.



*Figura 48. Pie dinámico [37]*

- **Pies de carbono:** Están destinados para personas de alta actividad y para deportistas. Su característica principal es que son capaces de absorber mucha energía durante la fase de apoyo, para posteriormente utilizarla como impulso en el intervalo de despegue de los dedos, y así disminuir el esfuerzo por parte del paciente para mover la prótesis. Además sus propiedades presentan muchas ventajas, como la ligereza, la resistencia y la flexibilidad, lo que permite alcanzar una forma de andar más natural.



*Figura 49. Pies protésicos de fibra de carbono. Modelo Trias y C-Walk [37]*

## 2.4 Materiales

Los materiales utilizados en la fabricación de esta prótesis son de diferentes tipos, los más utilizados se detallan en la siguiente tabla:

Componente	Materiales más utilizados
Encaje	Polietileno, polipropileno, silicona, carbono, resinas.
Conectores	Acero, aluminio, titanio.
Tubo	Acero, aluminio, titanio.
Pie	Goma, acero, madera, elastómeros, fibra de carbono.
Estético	Goma, plastozote (espuma).

*Tabla 1. Materiales más comunes en los componentes protésicos.*

### 2.4.1 Materiales compuestos

Cada vez se apuesta más por el uso de materiales compuestos en ortopedia, puesto que ofrecen grandes ventajas como puede ser la ligereza y flexibilidad, superando notablemente el valor de la resistencia máxima que pueden soportar en comparación con otro tipo de materiales.

El pie de la prótesis que se ensaya en este proyecto se compone por un material formado por la unión de fibras de carbono embebidas en una matriz de resina epoxi. Se trata de un material formado por la unión de capas laminadas constituidas por un tejido equilibrado en el que se entrecruzan fibras de carbono en dirección perpendicular, lo que se conoce como tejido plano. El material en concreto con el que se ha fabricado esta parte de la prótesis, contiene un porcentaje del 60% del volumen en fibra de carbono, Torayca T300 B 3K 40B [29].



*Figura 50. Pie de la prótesis de estudio*



### **Material compuesto: Fibra de carbono y resina epoxi**

Los **materiales compuestos** han tenido una gran evolución en los últimos cincuenta años. Actualmente, se utilizan en gran variedad de campos y se incluyen en numerosas aplicaciones; podría decirse que su utilidad está en gran parte limitada por la falta de experiencia y conocimiento en algunos sectores e incluso por la propia imaginación del ser humano.

El uso de materiales compuestos se ha generalizado en algunos sectores como la aeronáutica, la construcción, los objetos deportivos, telefonía móvil, etc. En muchos de ellos se han alcanzado grandes beneficios por las propiedades que ofrecen, como es en el caso de la ortopedia.

Un material compuesto es aquel que está formado por dos o más materiales, con la finalidad de alcanzar unas propiedades mejores que las que tienen los componentes de forma independiente. Se trata de una mezcla heterogénea, donde los componentes en la mayoría de los casos pueden distinguirse de manera visual.

Las diferentes tipologías, que se han desarrollado en la historia de los materiales compuestos, han permitido establecer la siguiente clasificación:

1. Según el tipo de refuerzo:
  - Partículas y granos alargados: Con posicionamiento aleatorio u orientación preferente.
  - Fibras discontinuas: Con posicionamiento aleatorio u orientación preferente.
  - Fibras largas continuas: Con orientación aleatoria, unidireccional o bidireccional.
2. Según la configuración de las láminas:
  - Lámina unidireccional: Una única lámina o un apilamiento de láminas formadas por el mismo material y con la misma orientación.
  - Láminas: Apilamiento de láminas con diferentes constituyentes u orientaciones.
  - Tejidos: Formados por entrecruzamiento de fibras.
3. Estructuras híbridas:
  - Estructuras formadas por láminas de diferentes materiales.
  - Estructuras compuestas por láminas cuya composición contiene diferentes tipos de refuerzos.

El uso de materiales compuestos presenta ventajas destacables entre las que suele priorizar la reducción de peso. La combinación de materiales permite un ajuste apropiado de las propiedades que se desean alcanzar variando los materiales constituyentes, su morfología y su cantidad. De esta forma puede diseñarse un material formado por componentes de baja densidad y, que a su vez, presente una elevada relación resistencia-peso y rigidez-peso en comparación con la que ofrecen los materiales convencionales.

Además, también presentan otro tipo de ventajas como son la larga vida a fatiga y la alta resistencia a factores externos como el desgaste o la corrosión. Pueden utilizarse como

aislantes, ya que consiguen oponerse a la conductividad térmica y acústica, o por el contrario, ser dotados de alta o baja conductividad eléctrica. Se trata de propiedades que pueden variarse fácilmente modificando el diseño del material, según las especificaciones requeridas para cada caso.

Los materiales compuestos con refuerzos de fibra unidireccional presentan diferentes propiedades según la dirección de las cargas, siendo la dirección longitudinal la que se corresponde con la que ofrece mayor resistencia y la transversal con la mínima. Por este motivo, cuando se buscan altas propiedades en diferentes direcciones, se recurre al apilamiento de láminas unidireccionales con diferentes orientaciones o a la creación de tejidos, formados por mechas de fibra que se entrecruzan en varias direcciones.

Otro tipo de estructuras interesantes son las estructuras sándwich, formadas por dos pieles entre las que se encuentra un núcleo. Las pieles suelen estar formadas por láminas que ofrecen altas resistencias, mientras que el núcleo suele ser un material de menor densidad, cuya tarea principal es lograr el distanciamiento entre pieles para aumentar el momento de inercia de la estructura, y así lograr una mejor respuesta ante cargas de flexión. Además, cada vez se ha generalizado más el uso de láminas con refuerzos combinados de fibra de varios materiales como la fibra de vidrio y de carbono; la primera dota al material de protección contra choques e impactos, mientras que la segunda aporta la resistencia y rigidez necesaria.

- **Refuerzos de fibra**

Las principales funciones de las fibras como refuerzo son las de dotar al material compuesto de rigidez y resistencia, reducir la expansión térmica e incrementar o reducir algunas propiedades físicas como la conductividad eléctrica o térmica, según los requisitos de diseño necesarios.

La amplia variedad de fibras permite diseñar materiales compuestos con diferentes propiedades mecánicas y, lo que también es importante, con diferentes costes económicos. Los refuerzos de fibra pueden clasificarse según varios aspectos:

Longitud	<ul style="list-style-type: none"><li>- Fibra corta.</li><li>- Fibra larga.</li><li>- Fibra continua.</li></ul>
Resistencia y rigidez	<ul style="list-style-type: none"><li>- Baja (Low Modulus, LM).</li><li>- Media (Medium Modulus, MM).</li><li>- Alta (High Modulus, HM).</li><li>- Muy alta (Ultrahigh Modulus, UHM).</li></ul>
Composición química	<ul style="list-style-type: none"><li>- Fibras inorgánicas: Las más comunes son las fibras de vidrio, carbono, boro, cerámicas, minerales y metálicas.</li><li>- Fibras orgánicas: Fibras poliméricas.</li></ul>

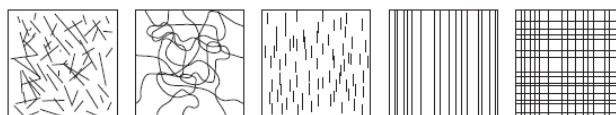


Figura 51. Diferentes tipos de configuración de la fibra [23]

Las **fibras de carbono** constituyen un tipo de refuerzo para los materiales compuestos a los que aporta una alta resistencia y dureza, con la gran ventaja de conseguirlo con un bajo peso.

En muchas ocasiones se ha utilizado como un sustituto del acero y del aluminio, ya que puede conseguirse la misma resistencia elástica que el acero en aproximadamente un cuarto del peso. Sin embargo, en muchos casos esa opción queda descartada por su alto coste económico.

La temperatura máxima que pueden soportar las fibras de carbono se comprende entre los 315°C y los 537°C, por ese motivo, la limitación térmica de los materiales compuestos no suele estar motivada por este refuerzo, sino por la matriz. Además, aportan grandes propiedades al material frente a las cargas dinámicas a las que esté sometido, evitando en gran parte los esfuerzos de fatiga. En la Figura 52 pueden observarse algunas propiedades y campos de aplicación de las fibras de carbono.

Características y aplicaciones de las fibras de carbono	
<b>Propiedades</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Resistencia mecánica, tenacidad y densidad</li> <li>• Estabilidad dimensional</li> <li>• Amortiguación de vibraciones, resistencia y tenacidad</li> <li>• Resistencia a la fatiga y auto-lubricación</li> <li>• Resistencia química</li> <li>• Conductividad eléctrica</li> <li>• Compatibilidad biológica</li> </ul>	<b>Aplicaciones</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Transporte y artículos deportivos</li> <li>• Tecnología aeroespacial</li> <li>• Equipos de audio, brazos de robot</li> <li>• Maquinaria textil, ingeniería en general</li> <li>• Industrias química y nuclear</li> <li>• Componentes equipos electrónicos</li> <li>• Medicina (prótesis, equipamiento quirúrgico)</li> </ul>

Figura 52. Propiedades y aplicaciones de la fibra de carbono [24]

Las principal desventaja que presentan las fibras de carbono es la baja resistencia al choque; cuanto mayor sea su contenido en carbono, mayor dureza obtiene el material, y a su vez mayor fragilidad.

Sus características mecánicas se determinan según las configuraciones de las cadenas de átomos de carbono que la forman y sus conexiones. La materia prima de partida para la composición de estas fibras es determinante en sus propiedades. Los principales métodos de obtención se basan en la oxidación y pirolisis del **PAN** (poliacrilonitrilo), a partir de las que se forman largas cadenas poliméricas de origen textil, y las obtenidas a partir de brea, alquitranes de carbón y petróleo, **pitch**.

Las fibras de carbono PAN son más utilizadas que las pitch, puesto que para las primeras suele fabricarse mayor variedad de tipologías, atendiendo a los valores mecánicos que pueden ofrecer. Las fibras pitch no pueden alcanzar un rango tan amplio, ya que son más

sensibles a los defectos; la resistencia a tracción que pueden soportar es aproximadamente un medio de la que soportan las fibras PAN [24].

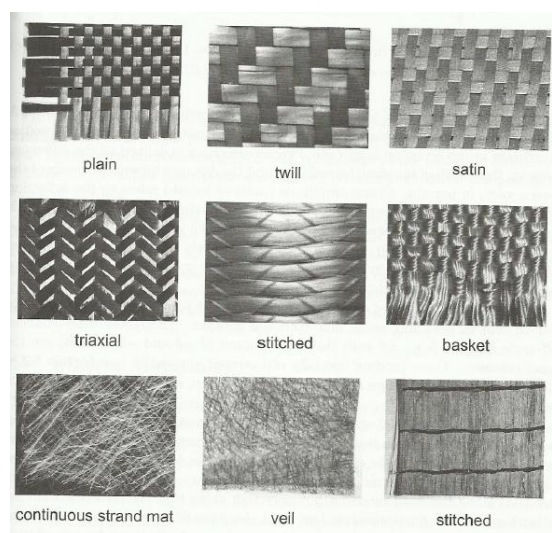
La clasificación de las fibras de carbono en cuanto a su elasticidad y resistencia máxima a rotura depende de los valores con los que se corresponda:

Denominación	Acrónimo	Módulo [GPa]
Low modulus	LM	Inferior a 200
Standard modulus	SM	200-250
Intermediate modulus	IM	250-350
High modulus	HM	350-450
Ultrahigh modulus	UHM	Superior a 450
High tenacity	HT	Superior a 3
Super high tenacity	SHT	Superior a 4.5

*Tabla 2. Clasificación de la fibra de carbono según su módulo [25]*

La disposición y tamaño de las fibras son otros de los aspectos a tener en cuenta en el diseño de un material compuesto. Los materiales conformados con fibras cortas, suelen presentar peores propiedades mecánicas que los de fibra continua. Esto se debe a que las segundas, distribuyen mejor los esfuerzos. Sin embargo, los costes de fabricación de láminas con fibras continuas son mucho mayores, y en muchas ocasiones, las limitaciones económicas toman un papel muy importante en el diseño.

Además, con las fibras continuas pueden crearse tejidos de múltiples tipos, entrelazando mechas de fibra. De esta manera, frente a las láminas con fibras unidireccionales, se consigue mejorar las propiedades sin dar prioridad únicamente a una dirección.



*Figura 53. Tipos de tejido de material compuesto [25]*

Observando la tipología de los tejidos, puede afirmarse que los que están en la primera fila de la *Figura 53*, se corresponden a tejidos balanceados, cuya arquitectura se basa en entrelazar filamentos en tan sólo dos direcciones, de tal forma que las propiedades adquiridas en ambas son las mismas. Suelen ser los más utilizados.

A partir de estas disposiciones de fibra se consiguen materiales anisótropos, al depender las propiedades del material de las direcciones de aplicación de la carga. La forma de conseguir un material aproximadamente isótropo es colocando las fibras de forma aleatoria, aunque las propiedades no serán totalmente idénticas en todas las direcciones.

- **Matriz**

Los constituyentes del material compuesto, matriz y refuerzo, deben permanecer bien acoplados; puesto que a pesar de ser materiales con propiedades distintas, deben trabajar en conjunto. La matriz es la que se encarga de mantener las fibras unidas, a las que distribuye las fuerzas externas. Además, otra de las funciones destacables es la de absorber las fuerzas transversales y las tensiones interlaminares. Por otra parte, también actúa como protector de las fibras ante agentes ambientales, químicos y térmicos, entre otros.

Los materiales que frecuentan en las matrices son los polímeros, los metales y los cerámicos, de los cuales, los más comunes son los polímeros, puesto que ofrecen buenas propiedades y se consiguen con menor coste de fabricación.

La **resina epoxi** es uno de los materiales más utilizados como matriz en los materiales compuestos. Se trata de una resina termoestable de baja viscosidad, que se endurece en presencia de agentes catalizadores. Esta propiedad y la baja variación de volumen durante el proceso de curación (1,2% - 4%), permiten una buena adhesión con las fibras, lo que le hace alcanzar un alto rendimiento. Además de su versatilidad, posee buenas propiedades mecánicas, una alta resistencia a la corrosión y es un buen aislante, tanto térmico como eléctrico.

- **Propiedades elásticas de los materiales compuestos**

Los materiales compuestos se fabrican mediante la unión de dos o más materiales, los cuales tienen propiedades distintas. Por ese motivo, la obtención de las propiedades del material que conforman requiere realizar unos cálculos con la finalidad de combinar dichas propiedades de la forma correcta.

La **Teoría de las mezclas** es una buena base de cálculo, para obtener analíticamente las propiedades de un material que surge por combinación de otros. Dicha teoría enuncia las ecuaciones de la elástica y las combinaciones necesarias para obtener las propiedades de un material compuesto formado por fibras cilíndricas, como material de refuerzo insertado en la matriz [26].

A partir de las ecuaciones se pueden obtener las propiedades elásticas de materiales compuestos en los que las fibras están dispuestas unidireccionalmente. Sin embargo, el material a analizar en este proyecto consiste en un conjunto de mechas que se enlazan de forma bidireccional formando un tejido. Por ese motivo, tras aplicar las fórmulas convenientes, se hallarán las propiedades generales del tejido tratándolo como una sucesión de capas unidireccionales colocadas en la misma posición y con el mismo espesor, es decir, insertándolas en una misma lámina aunque sus propiedades se calculen de forma independiente.

El comportamiento mecánico de los materiales permite realizar una clasificación, según sean sus propiedades mecánicas. Los materiales que tienen las mismas propiedades en cada dirección, se consideran isótropos. Sin embargo, existen materiales cuyas propiedades cambian según la orientación, estos son los materiales anisótropos.

La descripción mecánica de los **materiales isótropos**, que es independiente de la dirección de aplicación de las cargas, se define utilizando tan sólo dos propiedades: el módulo de Poisson ( $\nu$ ) y el módulo de Young ( $E$ ) [25].

El material compuesto, en este caso por una matriz de resina Epoxi y fibras de carbono, surge como combinación de dos materiales que pueden asumirse como isótropos. Sin embargo, el resultado deriva en un **material anisótropo**, cuya definición implica la necesidad de utilizar cinco propiedades elásticas: el módulo de Young en dirección de las fibras ( $E_1$ ), el módulo de Young en dirección perpendicular a las fibras ( $E_2$ ), el módulo de cortadura ( $G_{12}$ ), el módulo de cortadura en el plano perpendicular ( $G_{23}$ ) y, finalmente, el módulo de Poisson perteneciente al plano longitudinal ( $\nu_{12}$ ) [25].

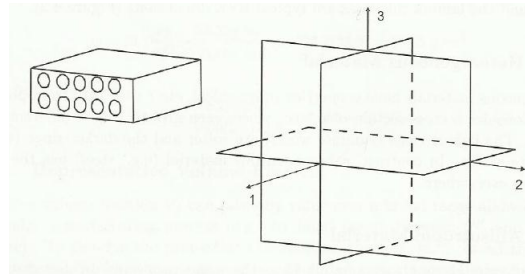


Figura 54. Planos de simetría del material compuesto con fibra unidireccional [25]

En primer lugar, con la finalidad de entender las expresiones de la Teoría de las mezclas, se introducen los siguientes conceptos clave sobre los materiales constituyentes:

- **Masa de la fibra ( $M_f$ ) y masa de la matriz ( $M_m$ ):** Relación en tanto por uno de la masa de cada constituyente respecto a la masa total.

$$M_f = \frac{\text{Masa de fibras}}{\text{Masa total}} \quad M_m = \frac{\text{Masa de la matriz}}{\text{Masa total}} \quad [\text{Ecuación 1}]$$

Siendo entonces:  $M_f + M_m = 1$

[Ecuación 2]

- **Volumen de la fibra ( $V_f$ ) y volumen de la matriz ( $V_m$ ):** Relación en tanto por uno de volumen de constituyente respecto al volumen total.

$$V_f = \frac{\text{Volumen de fibras}}{\text{Volumen total}} \quad V_m = \frac{\text{Volumen de la matriz}}{\text{Volumen total}} \quad [\text{Ecuación 3}]$$

Siendo, de la misma forma:  $V_f + V_m = 1$

[Ecuación 4]

Una propiedad importante del material compuesto es su **densidad** ( $\rho_{mc}$ ), calculada a partir de las densidades individuales de los constituyentes y sus proporciones volumétricas. A partir del balance de masas, sabiendo que la masa del material completo es la suma de los materiales constituyentes se obtiene:

$$m_{mc} = m_f + m_m$$

[Ecuación 5]

Aplicando la fórmula de la densidad:

$$\rho_{mc} = \frac{\text{Masa de fibra} + \text{Masa de matriz}}{\text{Volumen total}}$$

[Ecuación 6]

Empleando las relaciones volumétricas, se obtiene:

$$\rho_{mc} = \frac{\rho_f \cdot V_f + \rho_m \cdot V_m}{V_f + V_m} = \rho_f \cdot V_f + \rho_m \cdot V_m$$

[Ecuación 7]

### - Módulo de Young

El cálculo del **módulo de elasticidad** supone contemplar varios casos. Si se analiza la respuesta de un material compuesto por fibras largas, las propiedades elásticas y mecánicas son mucho mejores en el caso de que la carga se aplique en dirección longitudinal a las fibras, en comparación con la aplicación de ésta en dirección transversal. Para considerar las grandes diferencias provocadas según la orientación, se distinguirá el módulo elástico obtenido en dirección longitudinal ( $E_1$ ) y en dirección transversal ( $E_2$ ), suponiendo que la lámina es un conjunto de capas independientes en la que las fibras están orientadas longitudinalmente, para poder aplicar la Teoría de las mezclas.

A continuación, se tratan las diferentes condiciones bajo una **celdilla unidad**, considerada así a una pequeña porción simple de la estructura que al repetirse representa perfectamente al material compuesto completo.

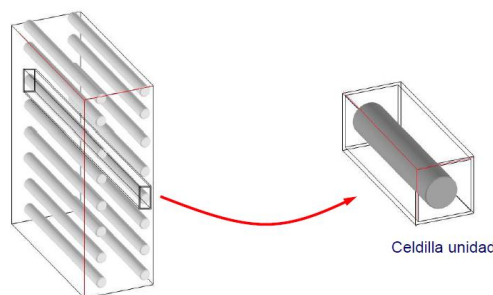


Figura 55. Celdilla unidad [40]

- Módulo de elasticidad en dirección a las fibras, para material compuesto con fibras unidireccionales ( $E_1$ )

Si se aplica una fuerza longitudinal ( $F_1$ ), ésta se distribuye a toda la sección, por lo que el total de la fuerza aplicada será la suma de la que recae sobre la fibra ( $F_{1,f}$ ) y sobre la matriz ( $F_{1,m}$ ).

$$F_1 = F_{1,f} + F_{1,m}$$

[Ecuación 8]

De tal forma que se genera una deformación en el material que debe ser idéntica en cada uno de los constituyentes, puesto que están unidos sin opción a que existan desplazamientos entre ellos. Bajo la consideración de unión perfecta, obtenemos la siguiente expresión de isodeformación:

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_{1,f} = \varepsilon_{1,m}$$

[Ecuación 9]

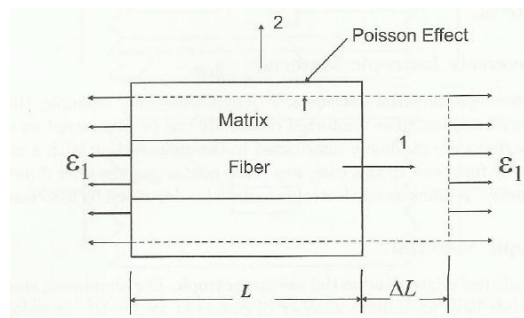


Figura 56. Aplicación de la carga en dirección longitudinal [25]

Desarrollando las expresiones anteriores y teniendo en cuenta la ecuación elástica de la Ley de Hooke y la expresión que relaciona la fuerza con la tensión y el área,

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

[Ecuación 10]

$$F = \sigma \cdot A$$

[Ecuación 11]

Se obtiene:

$$E_1 = E_f \cdot V_f + E_m \cdot V_m$$

[Ecuación 12]

- Módulo de elasticidad en dirección transversal a las fibras, para material compuesto con fibras unidireccionales ( $E_2$ )

La obtención del módulo de elasticidad en dirección transversal a las fibras requiere la consideración de que la tensión sobre la matriz y sobre las fibras es la misma, al aplicarse una fuerza en dirección transversal al refuerzo ( $F_2$ ). Para tomar esta estimación, se aplica la



simplificación de que la geometría de las fibras es rectangular, para poder considerar que el área sobre el que se ejerce la fuerza es la misma en ambos materiales.

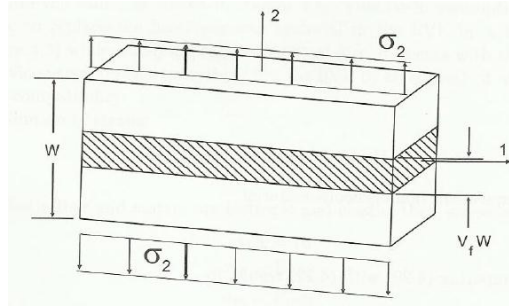


Figura 57. Aplicación de la carga en dirección transversal a la fibra [25]

De tal forma que se genera una deformación en el material que se debe al total de las deformaciones transversales causadas en cada material lineal elástico:

$$\Delta W_t = \Delta W_{t,f} + \Delta W_{t,m}$$

[Ecuación 13]

Desarrollando las expresiones anteriores y teniendo en cuenta la ecuación elástica de la Ley de Hooke ([Ecuación 10]) y la expresión que relaciona la deformación unitaria con la longitud y la deformación transversal,

$$\varepsilon = \frac{\Delta W}{W}$$

[Ecuación 14]

se obtiene la fórmula conocida como la regla inversa de las mezclas:

$$\frac{1}{E_2} = \frac{V_m}{E_m} + \frac{V_f}{E_f}$$

[Ecuación 15]

Despejando el módulo de elasticidad transversal:

$$E_2 = \frac{1}{(1 - V_f) + \frac{E_m}{E_f} \cdot V_f} \cdot E_m$$

[Ecuación 16]

Sin embargo, esta fórmula no suele utilizarse en cálculos de diseño, puesto que no es precisa en la mayoría de los casos. La predicción obtenida suele ser inferior a la real, puesto que la influencia de las fibras no se hace notable hasta que el volumen de fibras es muy alto. Para valores bajos de volumen de fibra, los errores cometidos por el uso de esta ecuación pueden ser en algunos casos despreciados, sin embargo, para un volumen de fibras superior a 0.5, la ecuación pierde validez.

Una buena estimación puede calcularse a partir de la fórmula semiempírica Halpin-Tsai:

$$E_2 = E_m \cdot \left[ \frac{1 + \zeta \cdot \eta \cdot V_f}{1 - \eta \cdot V_f} \right]$$

$$\eta = \frac{\frac{E_f}{E_m} - 1}{\frac{E_f}{E_m} + \zeta}$$

$$\zeta = \begin{cases} 2, & \text{para fibras circulares o cuadradas} \\ 2a/b, & \text{para fibras rectangulares, donde } a \text{ y } b \text{ son las dimensiones de la sección} \end{cases}$$

[Ecuación 17]

### - Módulo de Poisson

El módulo de Poisson es un parámetro que establece la relación de deformación transversal y longitudinal al aplicar una fuerza en dirección longitudinal.

$$\gamma = -\frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_l}$$

[Ecuación 18]

El valor de este parámetro suele ser similar en ambos materiales del compuesto, por ese motivo, la predicción del módulo de Poisson para el material compuesto que puede obtenerse a partir de la ecuación de la teoría de las mezclas se aproxima al valor real. Suele ser el método que se utiliza en cálculos de diseño.

$$\gamma_{12} = \gamma_f \cdot V_f + \gamma_m \cdot V_m$$

[Ecuación 19]

Las restricciones de compatibilidad establecen:

$$\frac{\gamma_{ij}}{E_i} = \frac{\gamma_{ji}}{E_j}, \quad \text{siendo } i \neq j$$

[Ecuación 20]

De esta forma, puede obtenerse el valor de  $\gamma_{21}$ :

$$\gamma_{21} = \gamma_{12} \frac{E_2}{E_1}$$

[Ecuación 21]

### - Módulo de cortadura

El módulo de cortadura o cizalladura es una constante elástica que determina las deformaciones de un material debidas a esfuerzos cortantes.

#### - Módulo de cortadura en el plano longitudinal a las fibras, $G_{12}$

El módulo de cizalladura en el plano contenido en la dirección longitudinal a las fibras, puede calcularse mediante la fórmula inversa de la teoría de las mezclas:

$$\frac{1}{G_{12}} = \frac{V_m}{G_m} + \frac{V_f}{G_f}$$

[Ecuación 22]

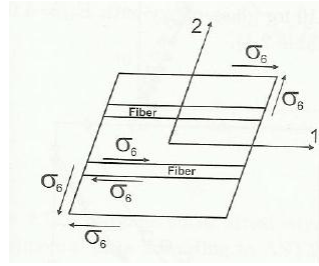


Figura 58. Tensiones de cortadura en el plano 1-2 [25]

Despejando el parámetro de interés, se obtiene:

$$G_{12} = \frac{G_m}{V_m + V_f \cdot G_m/G_f} \quad [\text{Ecuación 23}]$$

Si el módulo de cizalladura de las fibras es muy superior al de la matriz ( $G_m \ll G_f$ ), puede tomarse la siguiente simplificación:

$$G_{12} \cong \frac{G_m}{1 - V_f} \quad [\text{Ecuación 24}]$$

A pesar de que son fórmulas sencillas y fáciles de manejar, el resultado que se obtiene a partir de ellas no suele ser lo suficientemente preciso para cálculos de diseño, para los que se suele utilizar la siguiente fórmula (modelado cilíndrico):

$$G_{12} = G_m \cdot \left[ \frac{(1 + V_f) + (1 - V_f)G_m/G_f}{(1 - V_f) + (1 + V_f)G_m/G_f} \right] \quad [\text{Ecuación 25}]$$

Del mismo modo, si la rigidez de la matriz es muy inferior a la de las fibras ( $G_m \ll G_f$ ), se puede aproximar:

$$G_{12} \cong G_m \left( \frac{1 + V_f}{1 - V_f} \right) \quad [\text{Ecuación 26}]$$

Como la situación que se presenta en el plano 1-3 es similar a la del plano 1-2, es usual asumir la siguiente expresión:

$$G_{13} = G_{12} \quad [\text{Ecuación 27}]$$

- Módulo de cortadura en el plano transversal a las fibras,  $G_{23}$

La tensión tangencial en el plano perpendicular a la longitud de las fibras actúa en el espesor del material compuesto.

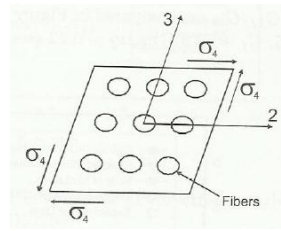


Figura 59. Tensión interlaminar en el plano 2-3.

El módulo de cizalladura en este plano, se puede calcular mediante la fórmula semiempírica:

$$G_{23} = G_m \frac{V_f + \eta_4(1 - V_f)}{\eta_4(1 - V_f) + V_f G_m / G_f}$$

$$\eta_4 = \frac{3 - 4\gamma_m + \frac{G_m}{G_f}}{4(1 - \gamma_m)}$$

[Ecuación 28]

### Propiedades del tejido.

Una vez calculados los módulos elásticos de las fibras en dirección longitudinal y transversal, ya puede analizarse el propio caso del proyecto. Dado que el tejido está formado por el entrecruzamiento de fibras de carbono formando entre ellas un ángulo de 90°, el módulo elástico en las dos direcciones perpendiculares y contenidas en el plano de cada capa toman el mismo valor. Si se establece un sistema de coordenadas en el punto de cruce de dos fibras, y la dirección de los ejes coincidente con la dirección longitudinal de cada una de ellas, se tiene que la composición de cada uno de los módulos elásticos se debe a el módulo elástico longitudinal de las fibras orientadas en esa dirección, con el módulo elástico transversal de las fibras que van en la otra dirección [26].

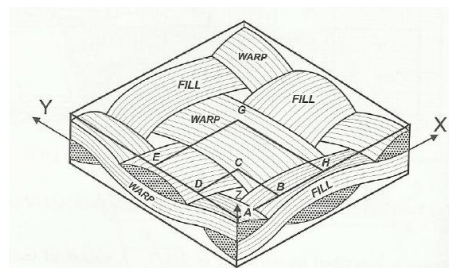


Figura 60. Orientación de las direcciones principales del tejido plano [25]

La composición del tejido establece la misma cantidad de fibras orientadas en una dirección que en su perpendicular, entonces, dada la simetría del tejido el módulo elástico de las dos direcciones contenidas en ese plano y con el sistema de referencia propuesto, toman el mismo valor. Finalmente, para calcular dichos módulos elásticos, se toma la simplificación de considerar cada una de las direcciones de la fibra con una eficiencia de valor 0,5, puesto que se trata de **un laminado balanceado** [26]. Lo que equivale a hacer la media de los módulos elásticos que encontramos en una misma capa, entonces:

$$E_x = E_y = \frac{E_1 + E_2}{2}$$

[Ecuación 29]

Tomando las mismas consideraciones, se calculan el resto de propiedades necesarias para la completa definición del material:

- Coeficiente de Poisson en el plano XY:

$$\nu_{xy} = \nu_{yx} = \frac{\nu_{12} + \nu_{21}}{2}$$

[Ecuación 30]

- Módulo de cortadura en los planos XZ e YZ:

$$G_{xz} = G_{yz} = \frac{G_{13} + G_{23}}{2}$$

[Ecuación 31]

- Módulo de cortadura en el plano XY:

$$G_{xy} = G_{12}$$

[Ecuación 32]





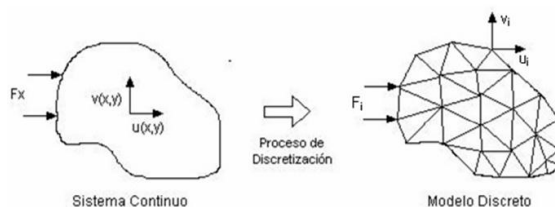
# 3. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

### 3. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

El método por elementos finitos es un proceso de cálculo computacional para determinar el comportamiento físico de un sistema continuo, a partir del análisis de un número finito de divisiones de geometría más sencilla.

#### 3.1 Introducción al método de elementos finitos

La resolución del problema consiste en discretizar el sistema de partida a analizar, en divisiones de menor tamaño, denominadas “elementos”, en cuyo contorno se implantan un conjunto de puntos a analizar, conocidos como “nodos”. Dichos puntos componen el conjunto finito de incógnitas a resolver, para los que se establecen las ecuaciones diferenciales a fin de obtener sus correspondientes soluciones, los desplazamientos. Una vez que se conocen las soluciones de las ecuaciones diferenciales de los nodos, se desarrolla una solución aproximada por interpolación para el resto de puntos que forman los elementos.



*Figura 61. Proceso de discretización del sistema continuo.*

El objetivo principal del método de cálculo es dividir el problema inicial en un conjunto de problemas más sencillos, para calcular el desplazamiento de algunos de los puntos que conforman el contorno de cada elemento, y posteriormente interpolar las soluciones y alcanzar la del resto de puntos que componen el problema inicial. Los desplazamientos calculados sirven como herramienta originaria para calcular otro tipo de variables requeridas.

La resolución por el Método de los Elementos Finitos consta de tres fases:

#### **1. Preproceso:**

El primer paso consiste en definir el sistema, las propiedades de los materiales que lo forman, las cargas a las que está expuesto y sus condiciones de contorno. Una vez que está totalmente determinado, se procede a su discretización.

#### **2. Resolución:**

Tras la primera etapa de definición y discretización del modelo, se realizan los cálculos para obtener las magnitudes demandadas para el análisis del sistema. Para ello, primero se obtienen los desplazamientos en los nodos; posteriormente, se interpola para el resto de los puntos del sistema; y finalmente, se obtiene el resultado de otras magnitudes relacionadas con los desplazamientos, si se requieren.



El campo de desplazamiento para el conjunto de nodos se calcula aplicando “el principio de energía potencial mínima”, con el objetivo de obtener los desplazamientos que minimicen el la energía potencial, tal y como enuncia la siguiente fórmula:

$$\partial \Pi = \partial (U + V) = 0$$

[Ecuación 33]

Siendo:

$\Pi$ : Energía potencial del sistema

$U$ : Energía potencial de las fuerzas internas

$V$ : Energía de las fuerzas externas

Finalmente, los desplazamientos nodales (incógnitas) se obtienen tras aplicar la siguiente ecuación matricial, en la que todos los parámetros son conocidos al depender de la geometría, del material, de las cargas y de las condiciones de contorno del sistema:

$$KD = (P + T)$$

[Ecuación 34]

Donde:

$K$ : Matriz de rigidez dependiente de las características geométricas y del material de cada elemento.

$D$ : Vector de desplazamientos nodales.

$P$ : Vector de cargas puntuales del sistema.

$T$ : Vector de cargas de superficie y volumétricas del sistema.

A partir de los desplazamientos, utilizando las ecuaciones constitutivas, pueden obtenerse otras magnitudes relacionadas como las deformaciones y las tensiones.

### 3. Postproceso:

La última fase consiste en la visualización y análisis de los resultados. Es importante destacar que se trata de un método de cálculo que ofrece soluciones aproximadas, que pueden tomarse como válidas según la exactitud requerida y la discretización realizada en el sistema.

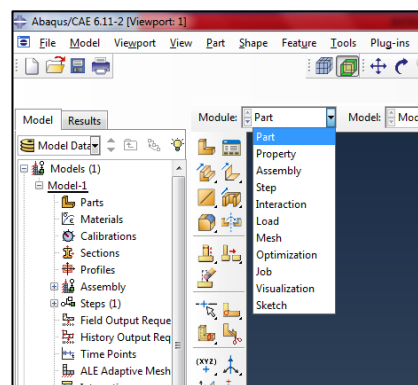
## 3.2 Introducción a Abaqus

ABAQUS es un programa de simulación que permite resolver problemas de ingeniería, utilizando el método de los elementos finitos. El campo de aplicación es bastante amplio, ya que admite problemas tanto lineales como no lineales referentes a la ingeniería estructural, la mecánica de sólidos, la mecánica de fluidos, problemas térmicos y acústicos...

Se trata de un programa que da la respuesta de cómo se comporta un sistema determinado, con unas propiedades dadas por el usuario, al cual se le aplican unas cargas y unas condiciones de contorno. Posteriormente, tras su discretización, utiliza el método de los elementos finitos para hallar la solución. Como tal, debe pasar por cada una de las fases explicadas en el apartado anterior.

- **Preprocesador:**

El preprocesador está formado por el módulo ABAQUS/CAE. Este módulo es el que utiliza el usuario para definir el modelo a analizar. Para ello, cuenta con un entorno gráfico que permite generar cada una de las partes que conforman el modelo y con una opción para importarlas, en el caso de que su geometría ya se haya reproducido mediante otro programa de diseño. Posteriormente, debe asignarse a cada parte el material y sus propiedades, realizar el ensamble si se trata de un conjunto, y aplicar las cargas y las condiciones de contorno a las que está sometido. Una vez definido el modelo, se procede a su discretización por mallado y al envío de información al procesador.



*Figura 62. ABAQUS/CAE*

- **Procesador:**

El procesador se encarga de realizar los cálculos necesarios para obtener la solución, para lo que utiliza uno de los dos módulos detallados a continuación, según el tipo de análisis que se desee establecer.

- ABAQUS/Standard: Módulo para la resolución de problemas generales, tanto lineales como no lineales, por el método explícito.
- ABAQUS/Explicit: Módulo para la resolución de problemas más específicos, que cuentan con una alta no linealidad y con sucesos dinámicos de grande variación. Utiliza el método explícito para la obtención del resultado.

- **Postprocesador:**

El postprocesador utiliza el módulo ABAQUS/Viewer para mostrar los resultados obtenidos en la fase anterior. El programa muestra la información requerida por el usuario, sobre las variables que determinan el comportamiento del modelo analizado. Pueden visualizarse tanto de forma gráfica, como contenidas en una tabla de datos.



## 4. MODELO

## 4. MODELO

Este apartado muestra el desarrollo del modelo numérico realizado para el análisis del conjunto. Se trata de una prótesis transfemoral, cuyo paciente tiene las siguientes características:

<b>Sexo</b>	Masculino
<b>Edad</b>	51 años
<b>Altura</b>	1,78 m
<b>Peso</b>	80 kg
<b>Talla de pie (Europea)</b>	42

*Tabla 3. Características del portador de la prótesis.*

Los programas utilizados para llevar a cabo este trabajo son:

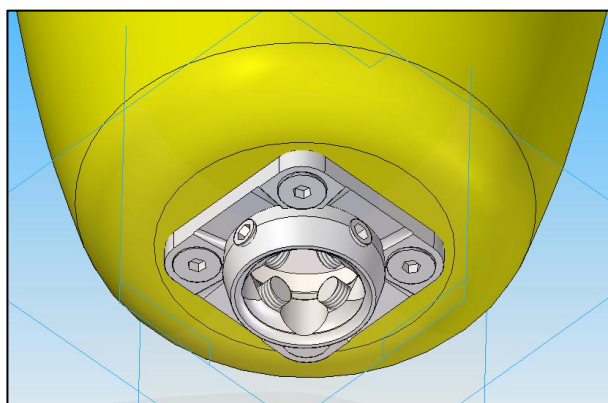
- **Solid Edge**  
Funciones: Representación, ensamblaje y acotación de piezas.
- **ABAQUS 6.13**  
Funciones: Análisis numérico del modelo.

### 4.1 Geometría

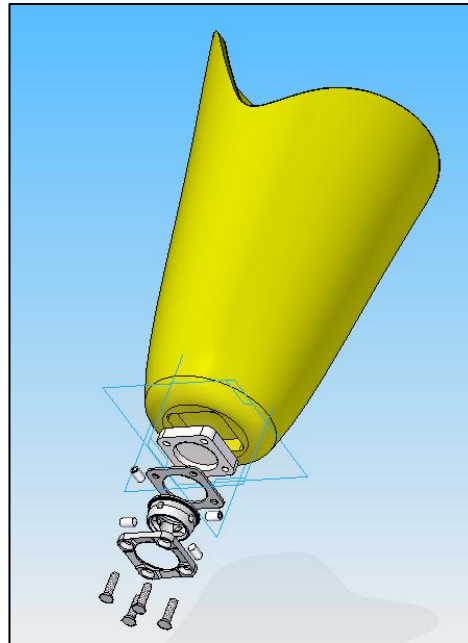
La modelización de cada una de las piezas de la prótesis se ha realizado mediante el programa **Solid Edge**. Todas ellas han sido creadas en tres dimensiones a través de la opción “Pieza sólida” y, posteriormente, se han ensamblado mediante la opción “Conjunto”.

A continuación, se exponen cada una de las piezas que componen el modelo:

- **Encaje con conector de la rodilla**

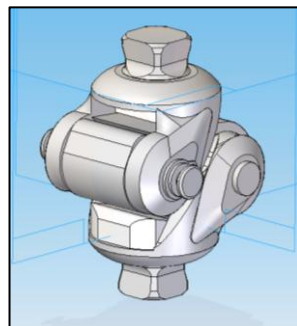


*Figura 63. Encaje y conector con la rodilla. Solid Edge*

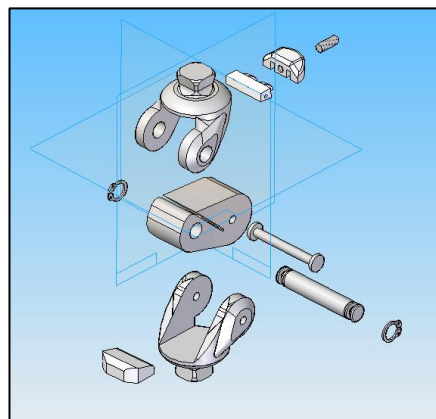


*Figura 64. Vista explosionada del encaje con el conector de la rodilla. Solid Edge.*

- **Articulación de la rodilla: Monocéntrica y con freno activado por peso.**

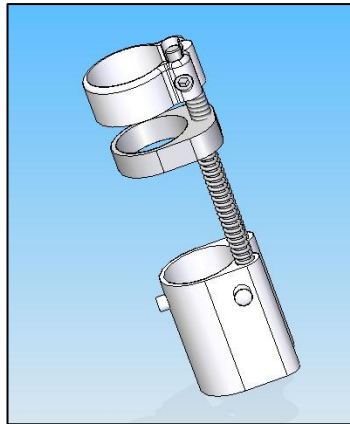


*Figura 65. Articulación de la rodilla protésica. Solid Edge.*

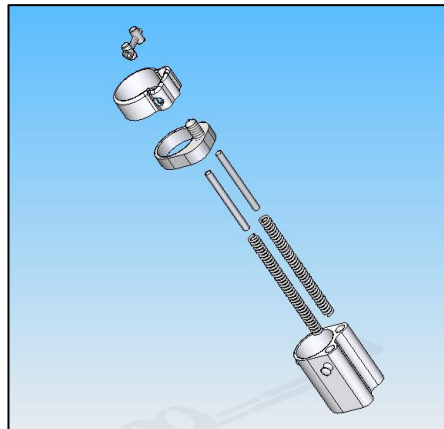


*Figura 66. Vista explosionada de la articulación de la rodilla protésica. Solid Edge.*

- **Mecanismo de ayuda a la propulsión con resortes.**

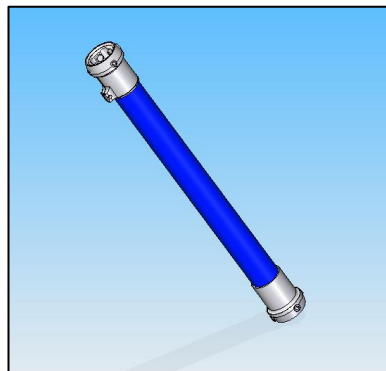


*Figura 67. Mecanismo de la ayuda a la propulsión. Solid Edge.*

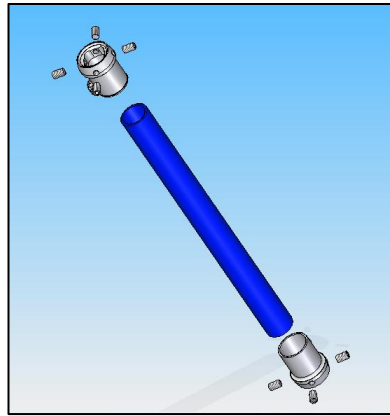


*Figura 68. Vista explosionada del mecanismo de ayuda a la propulsión.*

- **Tubo con encaje a la articulación de la rodilla y al conjunto pie-tobillo**

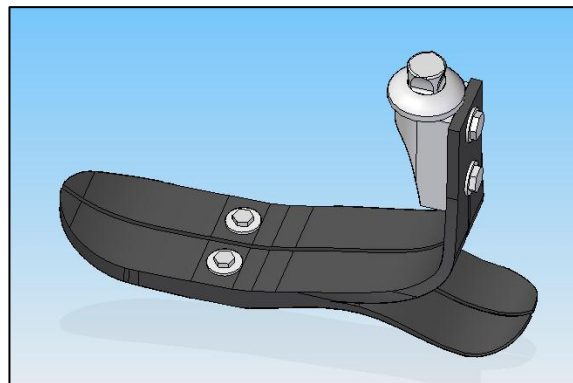


*Figura 69. Tubo con encaje a la articulación de la rodilla y al conjunto pie. Solid Edge.*

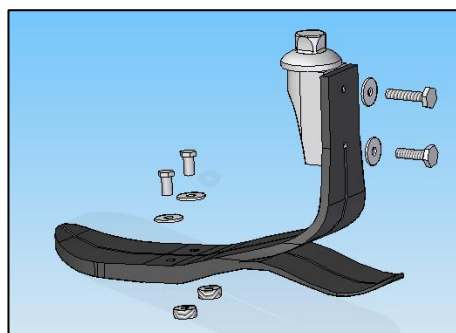


*Figura 70. Vista explosionada del tubo con los encajes. Solid Edge.*

- **Conjunto pie-tobillo**

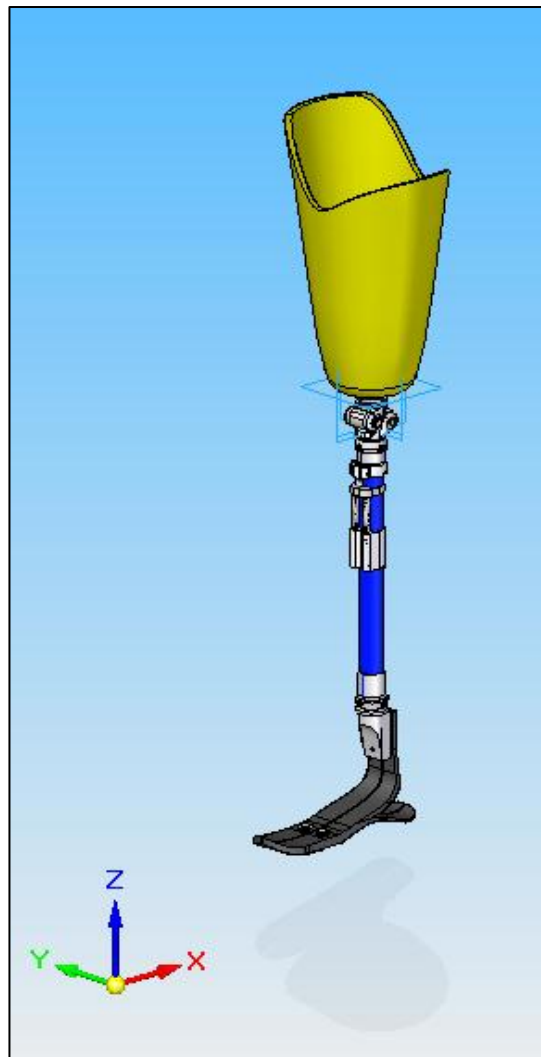


*Figura 71. Vista del conjunto pie-tobillo. Solid Edge.*



*Figura 72. Vista explosionada del conjunto pie-tobillo.*

El conjunto final de la prótesis transfemoral, creado mediante el programa Solid Edge, es el siguiente:



*Figura 73. Representación de la prótesis. Solid Edge.*

Como el objetivo fundamental de este trabajo es el análisis de la parte inferior de la prótesis, en el modelo sólo se incluyen las piezas que componen el conjunto pie-tobillo y el tubo. Para ello, también se han realizado algunas simplificaciones de aquellas complejidades que no aportan información relevante pero que, sin embargo, aumentan de forma excesiva el coste computacional. Las simplificaciones realizadas son las siguientes:

- Eliminación de las roscas de los agujeros. Los agujeros se mantienen por ser zonas de concentración de tensiones.
- No se incluyen accesorios como tornillos y arandelas.
- Modelización del tubo como tipo “Shell”.
- Modelización de pie tipo “Shell”, como una sucesión de láminas de material compuesto de espesor constante.
- Simplificación geométrica del conector del pie con el tubo.

Las piezas simplificadas se han realizado directamente en el programa utilizado para el análisis numérico, ABAQUS 6.13. En la *Tabla 4* aparece cada una de las piezas que componen el modelo y en los *Anexos* se incluyen sus planos, a excepción de la pieza “Tubo”, ya que queda definida mediante las siguientes dimensiones:



- Diámetro exterior del tubo: 30 mm.
- Longitud del tubo: 330 mm.
- Espesor del tubo: 4 mm.

Una vez ensambladas, el conjunto resultante es el siguiente:

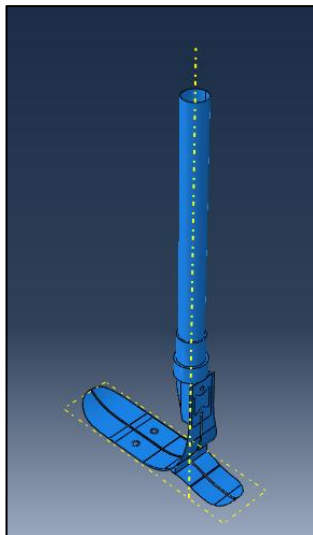
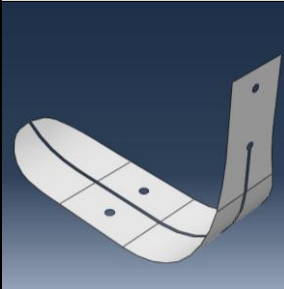



Figura 74. Modelo ABAQUS.

## 4.2 Materiales

Las piezas de la prótesis están fabricadas en distintos materiales como acero, aluminio, material compuesto de fibra de carbono, materiales plásticos y caucho. Sin embargo, como no todas están incluidas en el modelo, los materiales y el tipo de sección asignada a cada pieza son las siguientes:

Pieza	Nombre de la pieza	Material	Tipo de sección
	Pie	Fibra de carbono + Resina Epoxi	Shell Espesor = 8 mm
	Suela1	Caucho	Shell Espesor = 8 mm


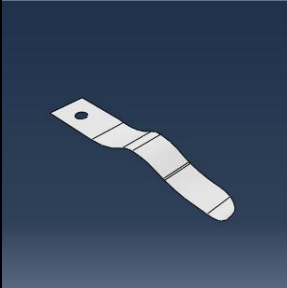
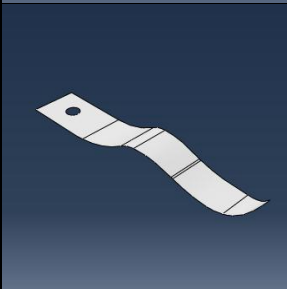
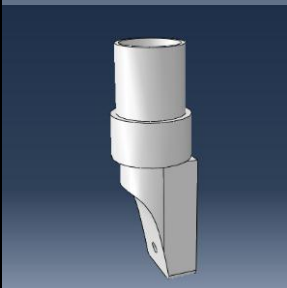
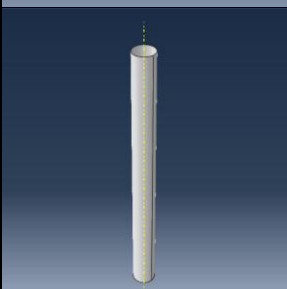
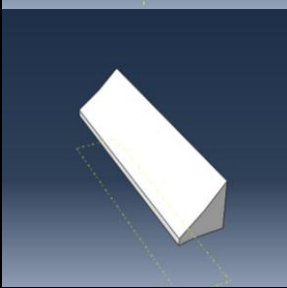
	Suela2	Caucho	Shell Espesor = 8 mm
	Talón1	Fibra de carbono + Resina Epoxi	Shell Espesor = 8 mm
	Talón2	Fibra de carbono + Resina Epoxi	Shell Espesor = 8 mm
	Conector	Aluminio	Solid
	Tubo	Aluminio	Shell Espesor = 4 mm
	Cuña	Caucho	Solid

Tabla 4. Tabla de materiales y tipo de sección asignados a cada pieza.

El proceso de asignación de material implica la definición de cada una de sus propiedades, recopiladas en las siguientes tablas:

**Material hiperelástico: Caucho (Modelo Mooney-Rivlin)**

Material	Densidad [ $\text{kg/m}^3$ ]	$C_{10}$ [MPa]	$C_{01}$ [MPa]	$D_1$
Caucho	950	14,14	21,26	$1,4429\text{e-}7$

*Tabla 5. Propiedades del caucho*

**Materiales isotrópicos: Aluminio y acero.**

Material	Densidad [ $\text{kg/m}^3$ ]	Módulo de Young, E [GPa]	Módulo de Poisson, $\nu$	Límite plástico $\sigma_y$ [MPa]
Aluminio	2700	69	0.33	280
Acero	7800	210	0.30	240

*Tabla 6. Propiedades del aluminio y del acero*

**Material anisótropo: Láminas de material compuesto Fibras de carbono – Resina Epoxi**

Material	Densidad [ $\text{kg/m}^3$ ]	Módulo de Young, $E_1$ [GPa]	Módulo de Young, $E_2$ [GPa]	Módulo de Poisson, $\nu_{12}$	Módulo de cortadura, $G_{13}$ [GPa]	Módulo de cortadura, $G_{12}$ [GPa]
Fibra de carbono + Epoxi	1536	78,25	78,25	0,135	4,62	5,2

*Tabla 7. Propiedades del material compuesto*

- **Cálculo de las propiedades del material compuesto.**

La modelización del material compuesto supuso una valoración entre las diferentes opciones:

- Modelización como sólido transversalmente isotrópico.
- Modelización como sucesión de láminas reforzadas unidireccionalmente y con una orientación perpendicular entre capas sucesivas.
- Modelización como apilamiento de láminas de tejido plano.

Finalmente, se optó por la tercera consideración, puesto que se trata de la situación real del pie protésico y se evitó utilizar las otras simplificaciones. Así, las propiedades del material compuesto se han hallado mediante la teoría expuesta anteriormente (2.4.1 *Materiales compuestos*), combinando las propiedades de la fibra de carbono Torayca T300 PAN y resina Epoxi.

Estos materiales constituyentes se han considerado isotrópicos de forma independiente, sin embargo, el material compuesto presenta anisotropía debido a la orientación de sus fibras.

Material	Densidad [kg/m <sup>3</sup> ]	Módulo de Young, E [GPa]	Módulo de Poisson, $\gamma$	Módulo de cortadura [GPa]
Fibra de carbono	1760	230	0,2	50
Resina Epoxi	1200	3,4	0,3	1,3

Tabla 8. Propiedades de los materiales constituyentes del material compuesto [36] [40]

En primer lugar, se han obtenido las propiedades de un material compuesto por resina Epoxi con refuerzos unidireccionales de fibra de carbono. Éste es un primer paso para posteriormente calcular las propiedades del material en cuestión, formado por capas sucesivas de un tejido plano equilibrado.

Bajo la consideración de **refuerzo con fibras unidireccionales**, utilizando las fórmulas detalladas anteriormente, se sustituyen los datos de los materiales constituyentes, obteniendo:

- Densidad:

$$\rho_{mc} = \rho_f \cdot V_f + \rho_m \cdot V_m = 1760 \frac{kg}{m^3} \cdot 0,6 + 1200 \frac{kg}{m^3} \cdot 0,4 = 1536 \frac{kg}{m^3}$$

[Ecuación 6]

- Módulo de elasticidad en dirección longitudinal a la fibra:

$$E_1 = 230 GPa \cdot 0,6 + 3,4 GPa \cdot 0,4 = 139,36 GPa$$

[Ecuación 12]

- Módulo de elasticidad en dirección transversal a la fibra:

$$E_2 = 3,4 \cdot \left[ \frac{1 + 2 \cdot 0,957 \cdot 0,6}{1 - 0,957 \cdot 0,6} \right] = 17,15 GPa$$

$$\eta = \frac{\frac{230}{3,4} - 1}{\frac{230}{3,4} + 2} = 0,957$$

[Ecuación 17]

- Coeficientes de Poisson:

$$\gamma_{12} = 0,2 \cdot 0,6 + 0,3 \cdot 0,4 = 0,24$$

[Ecuación 19]

$$\gamma_{21} = 0,24 \frac{17,15}{139,36} = 0,03$$

[Ecuación 21]

- Módulo de cortadura en los planos longitudinales a las fibras:

$$G_{12} \cong 1,3 \cdot \left( \frac{1 + 0,6}{1 - 0,6} \right) = 5,2 GPa$$

[Ecuación 26]

$$G_{13} = G_{12} = 5,2 \text{ GPa}$$

[Ecuación 27]

- Módulo de cortadura en el plano transversal a las fibras:

$$\eta_4 = \frac{3 - 4 \cdot 0,3 + \frac{1,3}{50}}{4 \cdot (1 - 0,3)} = 0,652$$

$$G_{23} = 1,3 \cdot \frac{0,6 + 0,652 \cdot (1 - 0,6)}{0,652 \cdot (1 - 0,6) + 0,6 \cdot \frac{1,3}{50}} = 4,05 \text{ GPa}$$

[Ecuación 28]

A partir de los datos calculados, teniendo en cuenta que el entrecruzamiento de fibras se produce en dos direcciones perpendiculares y que el tejido es completamente equilibrado, pueden utilizarse las fórmulas que permiten obtener las propiedades finales del material compuesto.

Según las ecuaciones 29-32, se obtienen las **propiedades del tejido**:

- Módulo de elasticidad en dirección de las fibras:

$$E_x = E_y = \frac{139,36 + 17,15}{2} = 78,255 \text{ GPa}$$

[Ecuación 29]

- Módulo de Poisson:

$$\gamma_{xy} = \gamma_{yx} = \frac{0,24 + 0,03}{2} = 0,135$$

[Ecuación 30]

- Módulo de cortadura en el plano que contiene al tejido:

$$G_{xz} = G_{yz} = \frac{5,2 + 4,05}{2} = 4,625 \text{ GPa}$$

[Ecuación 31]

- Módulo de cortadura en el plano perpendicular:

$$G_{xy} = 5,2 \text{ GPa}$$

[Ecuación 32]

Estas son entonces las propiedades que han sido recogidas en la *Tabla 7*, y las que han sido introducidas en el modelo, para aquellas piezas fabricadas con material compuesto en fibra de carbono.

La bibliografía sobre los materiales compuestos y sus propiedades es amplia. Sin embargo, para el tejido plano seleccionado en concreto, de fibra de carbono y resina epoxi, no se hallan los valores numéricos de sus propiedades. Por ese motivo, han sido calculados siguiendo la teoría expuesta por Ever J.Barbero [25].

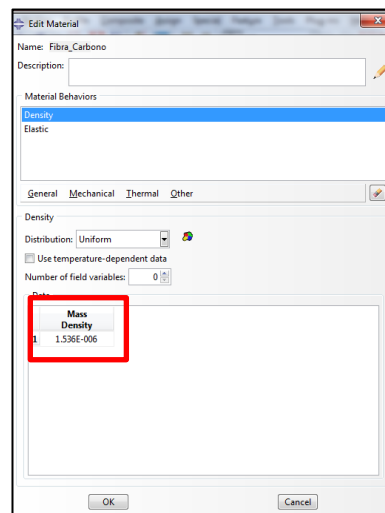
No obstante, con la finalidad de validar los resultados obtenidos, han sido comparados con valores hallados experimentalmente *Figura 75*, ya que se trata de un tejido muy similar [27]. Dado que no se aprecian diferencias importantes, los valores calculados anteriormente se han considerado lo suficientemente válidos.

	$E_1 = E_2$	$\nu_{12}$
Propiedades elásticas	68 GPa	0,22
	$G_{12}$	$G_{23} = G_{13}$
	5 GPa	4,5 GPa
Resistencia	$X_t = Y_t = X_c = Y_c$	$S_{12}$
	880 MPa	84 MPa

*Figura 75. Propiedades mecánicas del tejido plano de fibra de carbono y resina epoxi [27]*

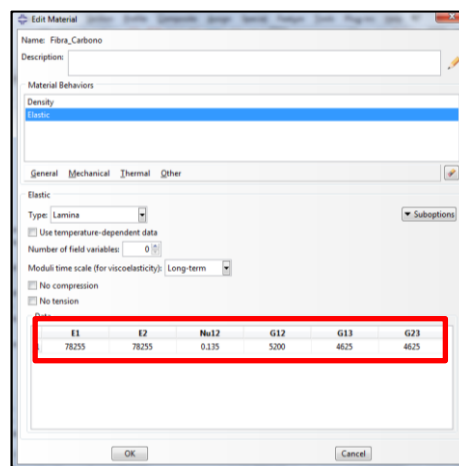
Para introducir las propiedades del material compuesto en ABAQUS se han realizado los siguientes pasos:

Módulo: Property → Create material → General → Density



*Figura 76. Crear el material compuesto [I].*

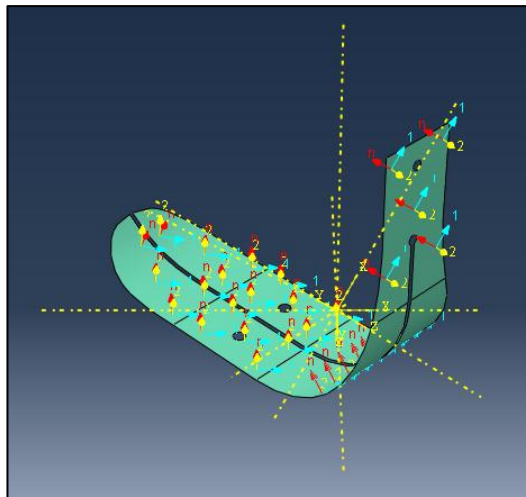
Mechanical → Elasticity → Elastic → Type: Lamina



*Figura 77. Crear el material compuesto [II].*

La sección del material compuesto se ha creado mediante la sucesión de 80 láminas de 0.1 mm de espesor, lo que resulta en un material compuesto tipo “Shell - Composite” de 8 mm de espesor en toda su sección.

Sin embargo, el sistema de coordenadas del modelo no se corresponde con el utilizado en el cálculo de las propiedades del material. Por este motivo, se ha orientado el material según un sistema de referencia local, de tal forma que las fibras se sitúan tal y como corresponde, con direcciones longitudinales en dirección X e Y (*Figura 60*). La orientación del material se ha adaptado a las curvas geométricas de la figura, de tal forma que el eje Z es siempre normal a la superficie.



*Figura 78. Orientación del material compuesto.*

### 4.3 Interacción entre piezas

Las interacciones entre las piezas que componen el modelo se han modelado mediante contactos rígidos, ya que todas las piezas están fijadas unas a otras sin la posibilidad de separarse. Para ello, se ha utilizado la restricción tipo “**tie**”, que une las piezas como si se tratase de una soldadura. De esta forma, se ha evitado la introducción de piezas accesorias como tornillos.

### 4.4 Cargas y condiciones de contorno

La modelización de la parte inferior de la prótesis se ha realizado sometiendo el conjunto a las fuerzas a las que está sometido en ciertos instantes del ciclo de la marcha.

Para ello, se ha fijado la parte superior del tubo mediante un **empotramiento**, de manera que dichos puntos tienen restringidos los desplazamientos y los giros. De esta forma, se ha simulado la unión entre el tubo y la pieza inferior de la rodilla, entre las cuales no existen desplazamientos, y se han aplicado las cargas por la parte inferior del pie, donde actúan las reacciones del suelo (*Figura 83*).

#### 4.4.1 Fuerzas de reacción durante el ciclo de la marcha humana

Los valores de las fuerzas de reacción a las que el pie está sometido a lo largo del ciclo, se han extraído del programa **HIP 98** [41]. En este programa, se detallan los valores obtenidos tras realizar ensayos en distintas condiciones a varias personas adultas, cuyos pesos varían entre los 71 y 100 kg, intervalo en el que se encuentra el caso de estudio.

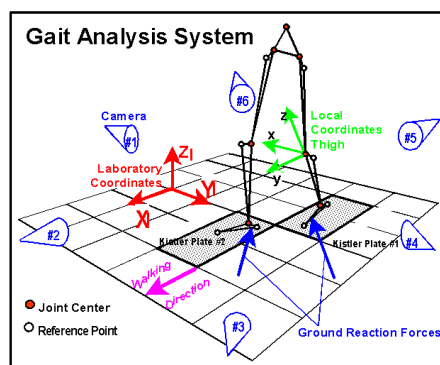


Figura 79. Sistema de referencia HIP 98 [41]

Dichos datos numéricos medios han sido obtenidos para un ciclo de marcha lenta, normal y rápida. Estos valores aparecen de forma generalizada, expresados en tanto por ciento del peso del cuerpo, de tal forma que pueden aplicarse a cualquier individuo. Es cierto que la medición no se ha realizado con personas en el mismo caso que el de este estudio, ya que no presentan ningún tipo de amputación. Pero como ya se ha explicado anteriormente (2.2.1 *Distribución de fuerzas y del centro de presión*), las personas con amputación transfemoral tienden a reducir los valores de las reacciones en la extremidad protésica. De esta forma, aplicando las cargas generalizadas para pacientes sin patologías, no se caerá el error de someter a la prótesis a cargas inferiores, sino que en todo caso, serán levemente superiores.

A continuación, se muestran los gráficos de los valores de las fuerzas de reacción, para las diferentes velocidades de marcha:

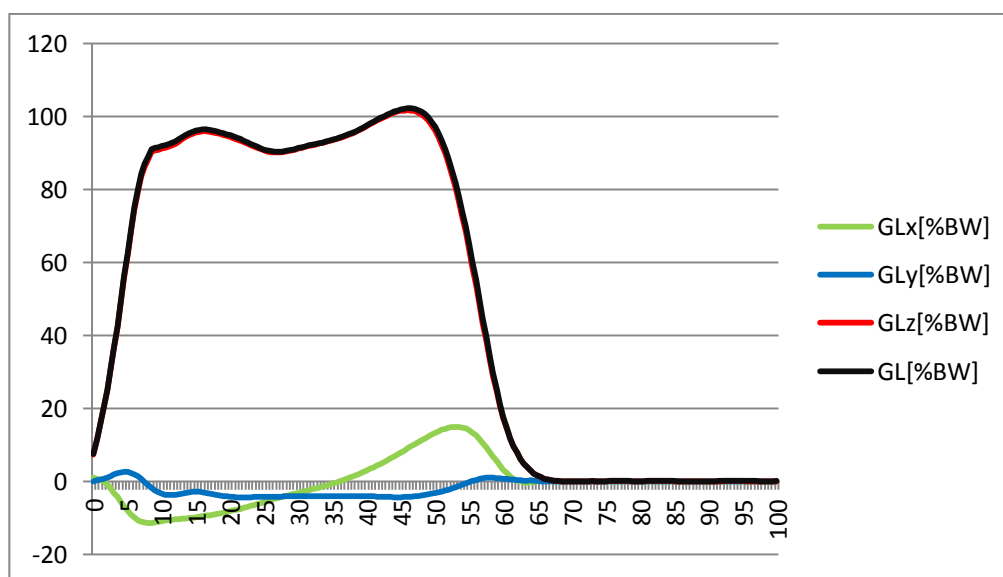


Figura 80. Fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha lenta [41]



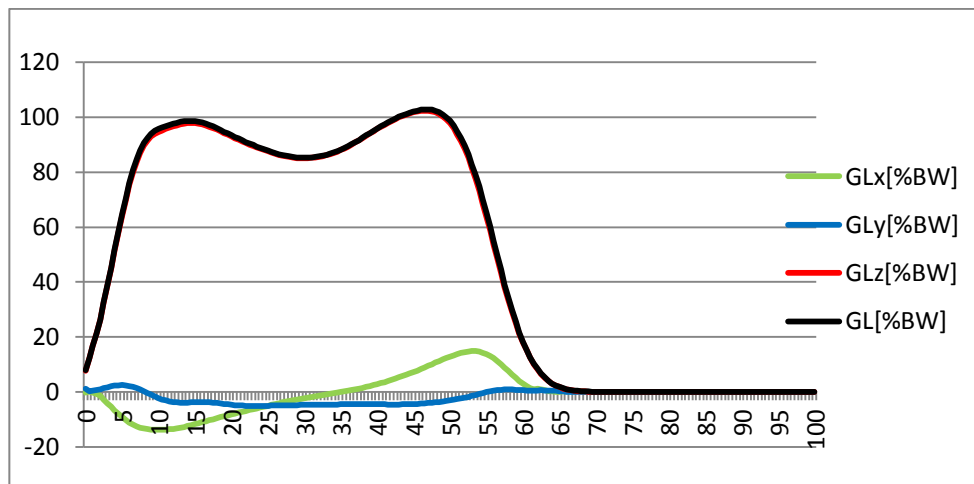


Figura 81. Fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha normal [41]

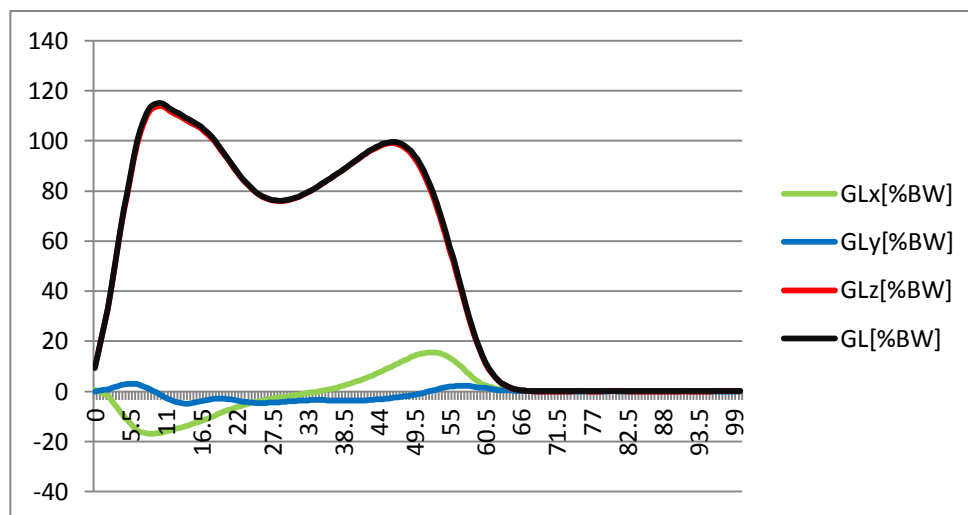


Figura 82. Fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha rápida [41]

Los gráficos representan las fuerzas de reacción (GL), en cada instante del ciclo, y las tres componentes que la forman: la componente longitudinal ( $GL_x$ ), la componente lateral ( $GL_y$ ) y la componente vertical ( $GL_z$ ), según el sistema de referencia de la Figura 79. Sin embargo, se ha tomado la simplificación de considerar tan sólo las fuerzas verticales, puesto que es la componente que más aporta a la resultante y puesto que en el gráfico, se representan prácticamente como líneas coincidentes.

Como puede observarse, todos los gráficos presentan dos máximos. El primero, se corresponde con la fuerza de reacción durante el contacto talón, y el segundo, con el intervalo de despegue de los dedos. El mínimo localizado entre estos dos puntos, se corresponde con el momento en el que se alcanza el apoyo medio [41]. Estos son los tres casos que serán estudiados.

	F [% Peso del cuerpo]		
	Contacto talón	Apoyo medio	Despegue dedos
<b>Marcha lenta</b>	95,87	90,06	101,7
<b>Marcha normal</b>	97,85	85,07	102,3
<b>Marcha rápida</b>	113,9	75,95	99,03

Tabla 9. Datos representativos de las fuerzas de reacción en tanto por ciento del peso del cuerpo.

#### 4.4.2 Áreas de presión

Siguiendo el ciclo de la marcha humana y el recorrido del área de presiones, se observa una transferencia de carga desde el talón hacia los dedos del pie (*Figura 31*). Con el objetivo de obtener las áreas de presión para la prótesis en concreto, se han detallado las huellas para las diferentes condiciones de estudio, mostradas en la *Figura 83*. A partir de ellas, se ha podido realizar una estimación de las áreas sobre las que se distribuyen las fuerzas de reacción y su localización.

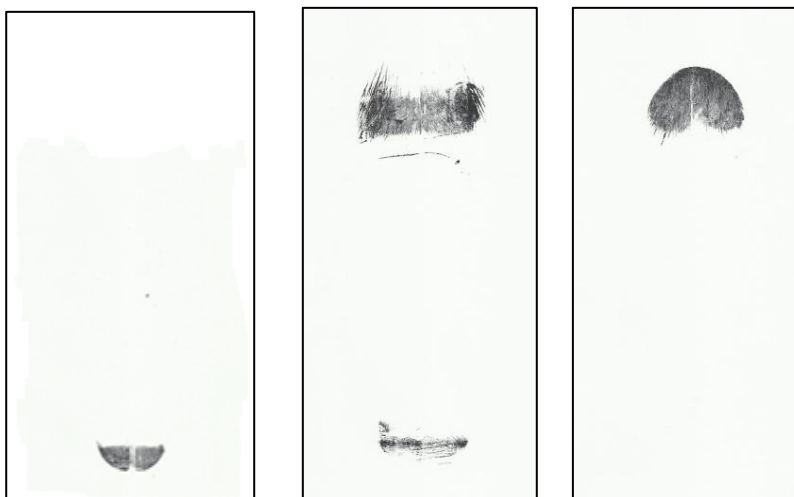


Figura 83. Distribución de presiones en contacto talón, apoyo medio y despegue de los dedos, respectivamente.

La estimación del área en cada caso ha sido la siguiente:

- Fase contacto talón:  $A_1=450 \text{ mm}^2$
- Fase de apoyo medio:  $A_2=3200 \text{ mm}^2$
- Fase de despegue de los dedos:  $A_3= 2285 \text{ mm}^2$

A partir de los datos anteriores, ha podido obtenerse la presión de reacción para cada una de las condiciones de estudio, utilizando la siguiente expresión:

$$P[\text{MPa}] = \frac{M \cdot g \cdot \%BW}{100 \cdot A_i}$$

[Ecuación 35]

Donde:

M es la masa del paciente,  $M=80$  kg.

g es el valor de la gravedad,  $g=9,8$  m/s<sup>2</sup>.

%BW es el porcentaje en peso, la *Tabla 9* distingue cada caso.

$A_i$  es el área de contacto según el caso.

	Presión [MPa]		
	Contacto talón	Apoyo medio	Despegue dedos
<b>Marcha lenta</b>	1.670	0.221	0.349
<b>Marcha normal</b>	1.705	0.208	0.351
<b>Marcha rápida</b>	1.984	0.186	0.340

*Tabla 10. Valor de presión [MPa] en cada situación.*

## 4.5 Mallado

La obtención de resultados fiables mediante el cálculo por el método de elementos finitos, requiere que el mallado se realice de la forma correcta. Para ello, debe asignarse una geometría y un tamaño de elemento adecuados para cada caso en concreto.

Los tipos de mallado utilizados son:

- Elementos dominados por geometrías cuadriláteras de tipo lámina (S4R), en las piezas de tipo "Shell".
- Elementos tetraédricos de tipo sólido (C3D10) en las piezas sólidas.

El tamaño del elemento elegido para el mallado es de 4 mm.

### 4.5.1 Análisis de sensibilidad de la malla

La validación del tamaño de la malla se ha realizado aplicando una presión en la zona delantera del pie protésico, con distintos valores del tamaño de la malla. Los resultados del desplazamiento obtenidos son los siguientes:

Tamaño malla	10	9	8	7	6	5	4	3
<b>Desplazamiento máximo [mm]</b>	7.540	7.564	7.477	7.633	7.851	7.864	7.870	7.886

*Tabla 11. Desplazamientos máximos según el tamaño de la malla*

La gráfica de la *Figura 84* nos muestra que para un valor aproximado de 5 mm, los resultados convergen. Por lo que se puede afirmar que los análisis anteriormente realizados, con un tamaño de malla de 4 mm, ofrecen resultados suficientemente válidos y precisos. Además, el tamaño de este mallado supone un ahorro computacional, comparado con el coste que supondría utilizar un tamaño de elementos inferior.

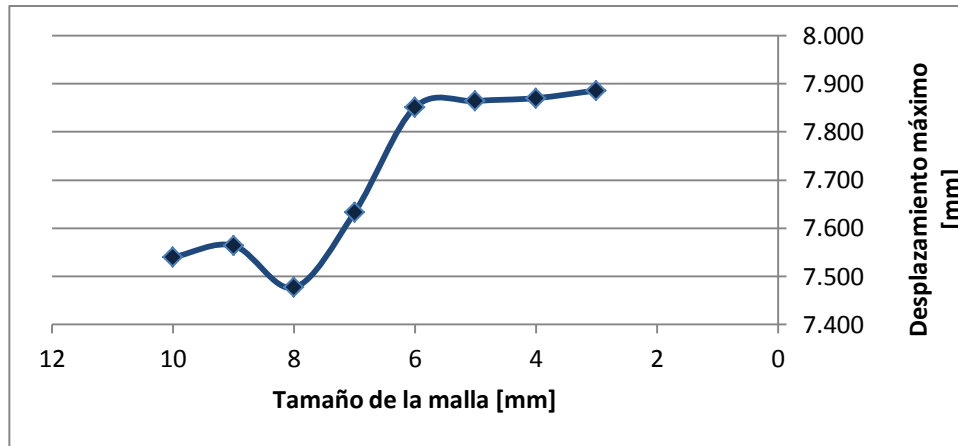


Figura 84. Análisis de sensibilidad de la malla

#### 4.6 Tipo de análisis

La elección del tipo de análisis se hizo en base a las siguientes consideraciones:

- A pesar de que el ciclo de marcha está dominado por cargas dinámicas, el hecho de seleccionar los tres casos de estudio ha simplificado el análisis. Las cargas varían tanto en magnitud como en posición, por lo que se dificulta su modelización al hacerla dinámica. Por este motivo, y teniendo en cuenta los objetivos a alcanzar, se ha ejecutado un **análisis estático** ("Static/General").
- El modelo incluye materiales que sufren grandes deformaciones, y la geometría, permite amplios desplazamientos en presencia de las cargas, por ese motivo es necesario aplicar un **análisis no lineal**. Esta elección se hizo efectiva activando la opción "NLgeom" en el módulo "Step" [39].



## 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

## 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La finalidad de este trabajo es analizar numéricamente el comportamiento de la parte inferior de una prótesis transfemoral, prestando gran atención a los desplazamientos del pie protésico, para comprobar el grado de movilidad y confort que ofrece durante el ciclo de la marcha. Posteriormente, se mostrarán los valores de tensión alcanzados por cada material.

### 5.1 Desplazamientos

El ciclo de la marcha se ha estudiado según la modelización de tres instantes, pertenecientes a la fase de apoyo: el contacto talón, el apoyo medio y el despegue de los dedos.

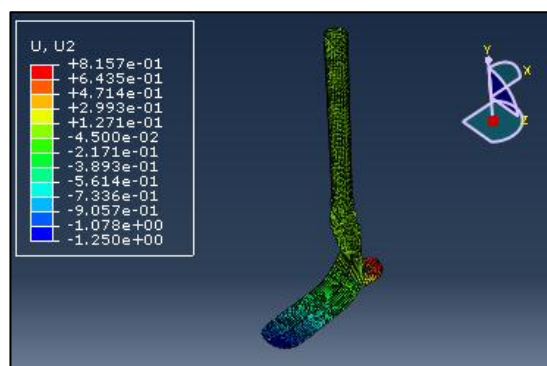
Para ello, se ha sometido el modelo bajo las condiciones de carga de marcha normal mostradas en la *Tabla 10*, considerándose el concepto de “**marcha normal**” como la marcha en línea recta y con velocidad media (con una duración de ciclo aproximada de 1.1 seg), sobre suelo llano y lo suficientemente rígido para que no se produzcan hundimientos.

A continuación se muestran los resultados de los desplazamientos para cada caso, expresados como desplazamiento vertical (U2), ya que son éstos los que aportan más información en vistas al objetivo propuesto.

#### 1. Contacto del talón con el suelo:

El instante en el que se alcanza el primer máximo de la curva que representa las fuerzas de reacción *Figura 81*, es el que se corresponde con la fase de contacto talón, y ocurre aproximadamente al 14,5% de la duración del ciclo de marcha.

Los desplazamientos en ese instante son despreciables para el tubo y el conector, sin embargo, el pie protésico sí experimenta desplazamientos notables. Como puede observarse en la *Figura 85*, la parte del talón se desplaza verticalmente hacia arriba, en sentido de la aplicación de la fuerza de reacción, y por el contrario, la parte correspondiente con la zona delantera y media del pie sufren una deformación hacia abajo. Esta deformación está provocada por el momento que ejerce la presión en el talón, favorable a la plantarflexión.

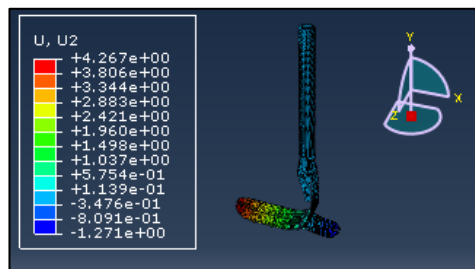


*Figura 85. Desplazamientos verticales [mm] en el instante de contacto talón de la marcha normal.*

## 2. Apoyo medio:

Aproximadamente en el 30% de la duración del ciclo de la marcha, se alcanza un mínimo en la curva de las fuerzas de reacción *Figura 81*, correspondiente con el momento de apoyo medio.

En este caso, las fuerzas de reacción se sitúan en la parte media del pie y en el talón, ya que son las zonas de contacto del pie protésico con el suelo, debido su curvatura. En este estado de carga, las fuerzas verticales crean un momento resultante favorable a la dorsiflexión, que desplaza la parte delantera del pie hacia arriba y a la que se corresponde con el talón, hacia abajo.

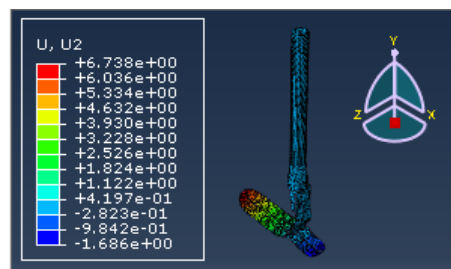


*Figura 86. Desplazamientos verticales [mm] durante el apoyo medio en la marcha normal.*

## 3. Despegue de los dedos:

El momento en el que el pie alcanza el segundo máximo en la curva de la fuerza de reacción, ocurre aproximadamente en el 46% de la duración del ciclo *Figura 81*. Se debe a la propulsión generada en el intervalo de despegue de los dedos, y se corresponde con el instante en el que el pie protésico soporta la mayor fuerza de reacción desarrollada durante el ciclo de la marcha normal.

Esta fuerza concentrada en la parte delantera del pie produce un desplazamiento vertical hacia arriba de esta zona (*Figura 87*), provocados por un momento dorsiflexor mayor que en el caso anterior.



*Figura 87. Desplazamientos verticales [mm] durante el despegue de los dedos en la marcha normal.*

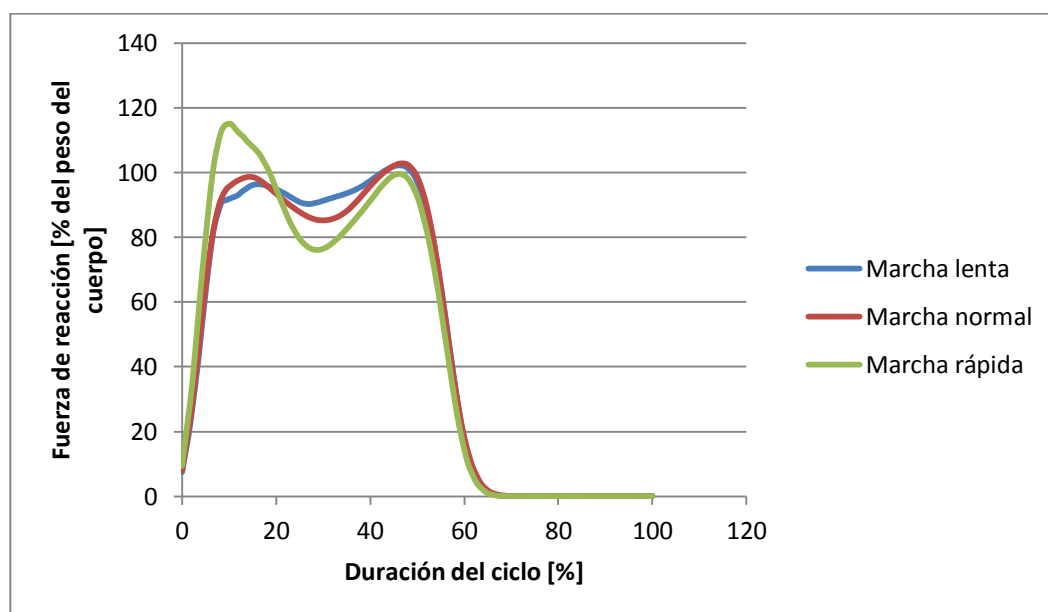
Analizando los tres casos, se puede afirmar que los desplazamientos en el pie protésico aumentan a medida que se realiza la transferencia de carga hacia la parte delantera. En el momento en el que el talón contacta con el suelo, la fuerza resultante genera un momento favorable al movimiento de plantarflexión, que se invierte al desplazarse el área de presión

hacia la zona delantera, dando lugar a un momento resultante en sentido contrario, de dorsiflexión.

El valor más alto de desplazamiento en el pie protésico se produce en el momento de despegue de los dedos, ya que además de soportar la mayor fuerza de reacción generada a lo largo del ciclo, esta zona es la que se encuentra más alejada de los puntos a través de los cuales se produce la rotación, localizados en la zona curva de la parte "Pie".

### 5.1.1 Efecto de la velocidad de la marcha en los desplazamientos

Como puede comprobarse en el gráfico representado en la *Figura 88*, la velocidad de la marcha influye en el valor de las fuerzas de reacción soportadas por el pie protésico. A medida que aumenta la velocidad, la fuerza de reacción máxima desarrollada durante el ciclo se ve incrementada.



*Figura 88. Comparación de las fuerzas de reacción según la velocidad de la marcha.*

Tipo de marcha según su velocidad	Duración del ciclo [seg]
Marcha lenta	1,25
Marcha normal	1,10
Marcha rápida	0,95

*Tabla 12. Duración del ciclo de la marcha según su velocidad.*

Analizando por intervalos, se comprueba que en el primer caso de estudio, en el contacto del talón con el suelo, la fuerza de reacción aumenta notablemente con la velocidad. Sin embargo, el contacto medio se encuentra en la situación contraria, con una disminución en la fuerza de reacción. Finalmente, el momento de despegue de los dedos, no presenta grandes variaciones comparando los tres casos.



El análisis numérico se ha realizado para cada una de estas velocidades utilizando las cargas expuestas en la *Tabla 10*. Los desplazamientos producidos en el pie protésico, siguen los patrones marcados por las figuras mostradas en el apartado anterior. Éstos han sido los resultados obtenidos:

### 1. Contacto del talón con el suelo:

Tipo de marcha	Desplazamiento máx. en el talón [mm]	Variación desplazamiento en talón [%]	Desplazamiento máx. en la parte delantera [mm]	Variación desplazamiento en parte delantera [%]
Marcha lenta	+0,8023	-1,67	-1,230	- 1,60
Marcha normal	+0,8160	-	-1,250	-
Marcha rápida	+0.9451	+15,82	-1,441	+15,28

*Tabla 13. Desplazamientos verticales máximos [mm] según la velocidad de la marcha, en el intervalo contacto talón.*

### 2. Apoyo medio:

Tipo de marcha	Desplazamiento máx. en el talón [mm]	Variación desplazamiento en talón [%]	Desplazamiento máx. en la parte delantera [mm]	Variación desplazamiento en parte delantera [%]
Marcha lenta	-1,347	+5,97	+4,530	+6,16
Marcha normal	-1,271	-	+4,267	-
Marcha rápida	-1,140	-10,30	+3,882	-9,02

*Tabla 14. Desplazamientos verticales [mm] máximos según la velocidad de la marcha, en el intervalo de apoyo medio.*

### 3. Despegue de los dedos:

Tipo de marcha	Desplazamiento máx. en el talón [mm]	Variación desplazamiento en talón [%]	Desplazamiento máx. en la parte delantera [mm]	Variación desplazamiento en parte delantera [%]
Marcha lenta	-1,682	-0,23	+6,719	-0,28
Marcha normal	-1,686	-	+6,738	-
Marcha rápida	-1,641	-2,66	+6,552	-2,76

*Tabla 15. Desplazamientos verticales máximos [mm] según la velocidad de la marcha, en el intervalo de despegue de los dedos.*

**\*\*Nota:** Los signos de los desplazamientos máximos hacen referencia al sentido de desplazamiento: indican que el desplazamiento es vertical hacia abajo (-) o hacia arriba (+). Las variaciones (%) se han calculado con respecto la marcha normal.

Los resultados obtenidos permiten determinar que los desplazamientos en el pie protésico aumentan con la velocidad en el intervalo del contacto talón, siendo este incremento el más significativo cuando la marcha se ejecuta a velocidad rápida. Sin embargo, en el intervalo de apoyo medio, los desplazamientos decrecen con la velocidad. Y por último, el estudio de los desplazamientos según la velocidad durante la fase de despegue de los dedos, aporta resultados que no permiten determinar una concusión evidente.

Según esta información, se puede concluir que a medida que aumenta la velocidad, el contacto del talón con el suelo se realiza de forma más brusca. Además, el área de presiones se desplaza hacia la parte delantera de tal modo que se reduce considerablemente el efecto de la presión en la zona media del pie. Pero, sin embargo, la fuerza de propulsión ejercida durante la fase de despegue de los dedos no sigue un patrón determinado.

## 5.2 Análisis resistente

La finalidad del trabajo es determinar el comportamiento ante los diferentes estados de carga, de un modelo protésico comercial existente en la actualidad. A pesar de que en este trabajo no se modifica el diseño general, realizado para que cumpla con todos los aspectos de seguridad y normativa, a continuación se mostrarán las distribuciones tensionales a fin de obtener una conclusión sobre las zonas más críticas y así, establecer una base en la que apoyarse a la hora de realizarse modificaciones o diseños futuros.

Las propiedades mecánicas consideradas en el **criterio de fallo** de los materiales del modelo son las siguientes:

- El **aluminio** no debe sobrepasar el valor el valor del límite plástico establecido, ya que de ser así, abandonaría la zona de deformación elástica (de la curva ingenieril, que relaciona la tensión con la deformación) en la que el material deformado recupera su forma inicial al cesar la carga. A partir de ese momento las deformaciones serían permanentes, lo que puede conllevar a la disfuncionalidad del elemento, además de correr un alto riesgo de fractura. El valor de la tensión límite ( $\sigma_y$ ) del aluminio es de **280 MPa**.
- El **material compuesto**, como tal, puede presentar diferentes tipos de fallo debido a su complejidad estructural. Puede darse el fallo de alguno de sus constituyentes, produciéndose la *rotura de fibra* o *agrietamiento de la matriz*; u otro tipo de fallos relacionados con la interfase, como la pérdida de adhesión entre constituyentes (*debonding*) o entre láminas (*deslaminación*). Sin embargo, la finalidad de este proyecto no se basa en el análisis particular de este material, sino en establecer de forma general las zonas más críticas de la geometría del pie protésico y del resto del conjunto. Por este motivo, se presentan los siguientes límites de resistencia hallados experimentalmente [27], con la finalidad de establecer un criterio de daño general:

- Resistencia a la tracción (t) y compresión (c) en dirección de la fibra:

$$X_t = Y_t = X_c = Y_c = 880 \text{ MPa}$$

- Resistencia a la cortadura plana:

$$S_{12} = 84 \text{ MPa}$$

A continuación se muestran los resultados de las **distribuciones tensionales**, para cada condición de carga durante la **marcha normal**.

### 1. Contacto del talón con el suelo:

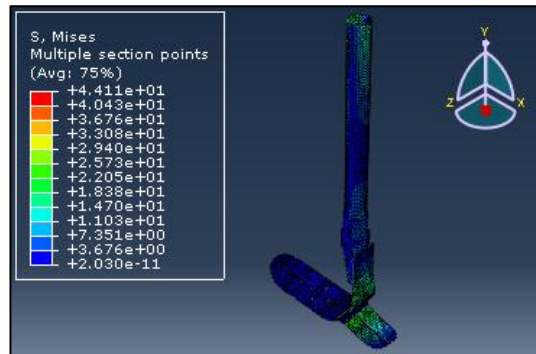


Figura 89. Tensión Von Mises [MPa] durante en el estado de carga del contacto talón de la marcha normal.

- Piezas de aluminio:

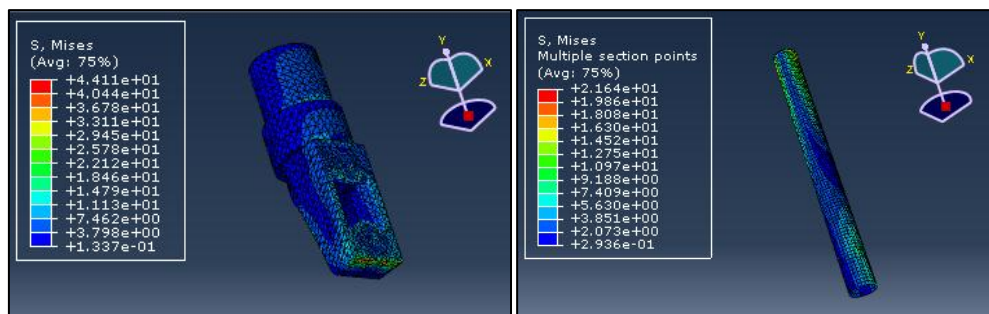


Figura 90. Distribución de tensiones [MPa] en el conector y tubo, durante el contacto talón de la marcha normal.

- Piezas de material compuesto:

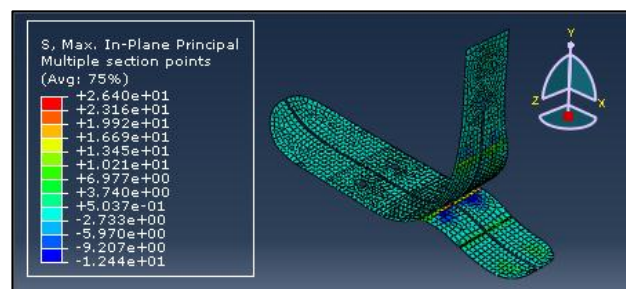


Figura 91. Distribución de tensiones [MPa] en el pie protésico durante el contacto talón de la marcha normal.

- **Piezas de caucho**

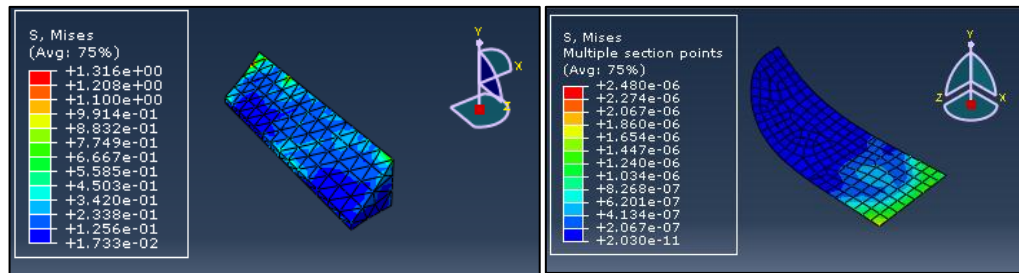


Figura 92. Distribución de tensiones [MPa] en la cuña y la suela, durante el contacto talón de la marcha normal.

2. **Apoyo medio**

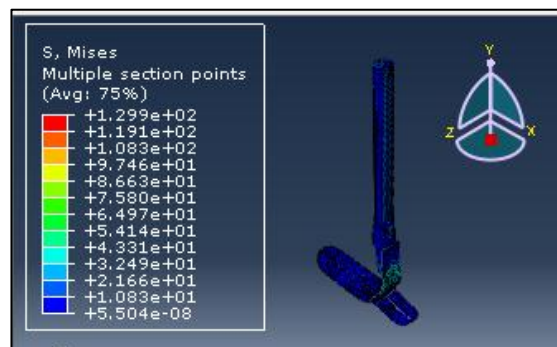


Figura 93. Distribución de tensiones [MPa] durante el apoyo medio, marcha normal.

- **Piezas de aluminio:**

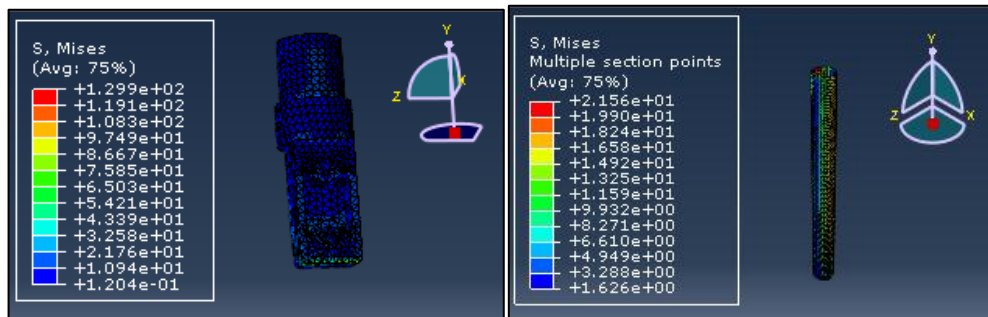


Figura 94. Distribución de tensiones [MPa] en el conector y tubo durante la fase de apoyo medio, marcha normal.

- **Piezas de material compuesto:**

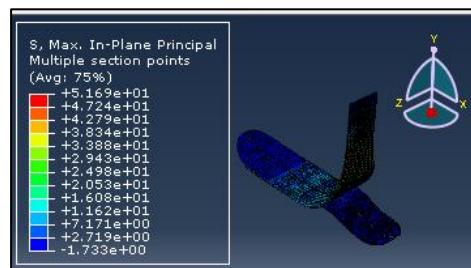


Figura 95. Distribución de tensiones [MPa] en el pie protésico durante la fase de apoyo medio, marcha normal.

- **Piezas de caucho:**

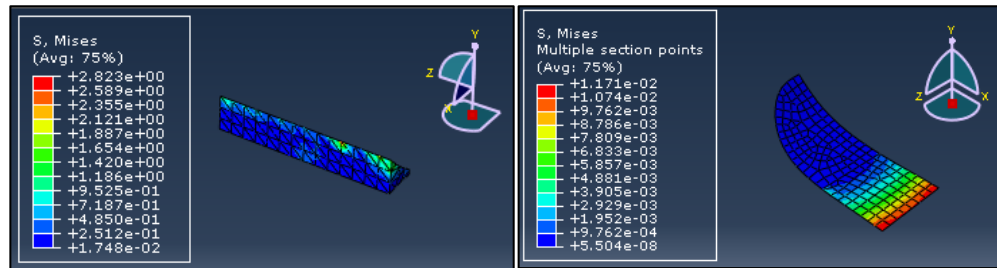


Figura 96. Distribución de tensiones en la cuña y la suela, durante el apoyo medio en la marcha normal.

3. **Despegue de los dedos**

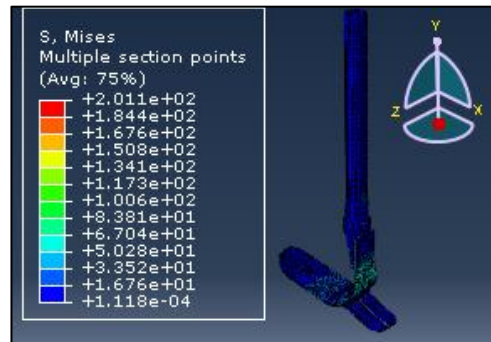


Figura 97. Distribución de tensiones [MPa] durante el despegue de los dedos, marcha normal.

- **Piezas de aluminio:**

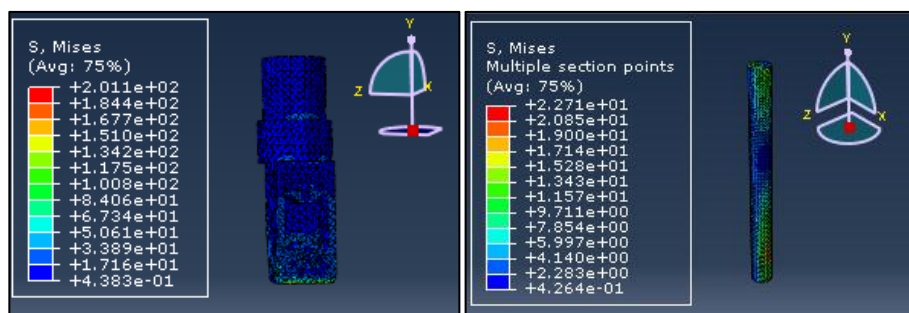


Figura 98. Distribución de tensiones [MPa] en el conector y tubo durante el despegue de los dedos, marcha normal.

- **Piezas de material compuesto:**

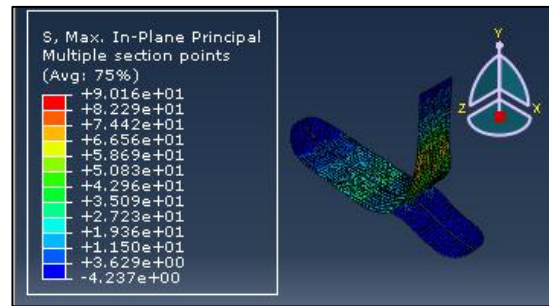


Figura 99. Distribución de tensiones [MPa] en el pie protésico durante el despegue de los dedos, marcha normal.

- **Piezas de caucho:**

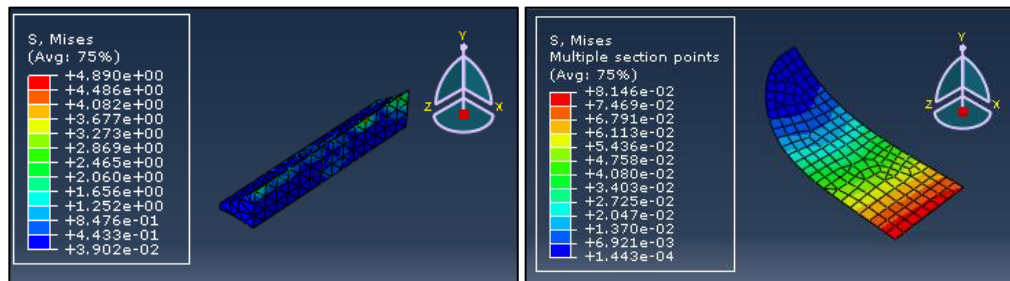


Figura 100. Distribución de tensiones [MPa] en la cuña y la suela durante el despegue de los dedos, marcha normal.

Las *Figura 89-100* muestran la distribución de tensiones en los tres casos de estudio. Cuyos valores máximos han sido recogidos en la *Tabla 17*, para facilitar su interpretación a lo largo del ciclo. Analizando cada una de las piezas que componen el modelo, puede afirmarse lo siguiente:

- Las zonas de mayor tensión en el **tubo** se localizan en sus extremos, ya que en el superior tiene restringidos los movimientos por el empotramiento; y el inferior está en unión con el conector, lo que supone un cambio de sección. Debe notarse que estas zonas también se corresponden con la parte frontal y trasera si se mira en dirección del eje X, puesto que las presiones aplicadas en el pie protésico generan momentos en torno al eje Z, que provocan tensiones de tracción y compresión.

La tensión máxima soportada por el tubo es la que se corresponde con la hipótesis de carga de despegue de los dedos, puesto que es la que genera un mayor momento al estar más alejada del eje del tubo. Sin embargo, en cualquiera de los casos estudiados, la tensión máxima toma un valor muy lejano a su límite plástico, por lo que durante la marcha no correrá ningún riesgo de rotura.

- El **conector** concentra tensiones en la parte inferior de la zona de unión con el pie protésico. A pesar de que en ningún caso se supera el límite elástico, puede considerarse que los valores de tensión obtenidos para esta pieza son irreales,

puesto que se ha modelado la unión entre el conector (tipo sólido) y el pie (tipo lámina), mediante una unión rígida (soldadura) que genera un gran foco de concentración de tensiones. De todos modos, aun contando con esa discrepancia, el conector no presenta riesgo de rotura en ninguno de los casos planteados. Al igual que el tubo, presenta su momento más crítico en el momento de despegue de los dedos.

- Las piezas del **talón** concentran las máximas tensiones en las zonas curvas, donde se producen las mayores deformaciones. Al igual que la parte “Pie”, está fabricada en material compuesto, por lo que para comparar las tensiones con los límites establecidos anteriormente deben considerarse las tensiones principales en las direcciones dispuestas durante la fase de orientación del material, en la que se posicionaron las fibras en dirección X e Y local (*Figura 78*).

En el eje X local:  $S_{11} < X_t = X_c = 880 \text{ MPa}$ .

En el eje Y local:  $S_{22} < Y_t = Y_c = 880 \text{ MPa}$ .

En el plano 12 local:  $S_{12} < 84 \text{ MPa}$ .

El momento de mayor tensión es el contacto talón, sin embargo, presenta unos valores muy alejados de los límites de resistencia.

- Los nodos de mayor tensión de la parte “Pie” se localizan en la zona curva cercana al conector. Además se aprecia que el agujero inferior es una zona de concentración de tensiones. El caso en el que esta parte sufre una tensión mayor, es la que se corresponde al despegue de los dedos, por ser la que genera mayores deformaciones. El material en ninguno de los casos presenta riesgos, ya que los valores de resistencia límites son muy superiores.
- La **suela** y la **cuña** tienen la función principal de amortiguar y absorber esfuerzos. Están fabricados de caucho, un material elastómero que como tal tiene una gran capacidad de deformación (100-1000%), por lo que no se considerará el fallo de estas piezas. El momento en el que alcanzan mayores tensiones, es el correspondiente al despegue de los dedos.

### 5.2.1 Efecto de la velocidad en la distribución de tensiones

A fin de analizar cuáles son las diferencias que se producen en la distribución de tensiones según la velocidad de la marcha, se han reflejado en la *Tabla 16* y *Tabla 18* los valores de tensión máxima en cada caso de estudio para la marcha lenta y la marcha rápida, respectivamente.



		Tensión máx. [MPa] en marcha lenta		
Pieza	Medición	Contacto talón	Apoyo medio	Despegue dedos
Tubo	VM	21,22	<b>22,86</b>	22,65
Conector	VM	43,36	138	<b>200,6</b>
Talón	S11	<b>28,27</b>	10,27	23,73
	S22	<b>22,48</b>	11,35	23,32
	S12	<b>10,71</b>	5,236	9,705
Pie	S11	23,41	47,98	<b>77,81</b>
	S22	33,38	51,36	<b>84,09</b>
	S12	9,112	19,74	<b>30,76</b>
Suela	VM	$1,764 \cdot 10^{-6}$	$1,69 \cdot 10^{-2}$	<b><math>8,126 \cdot 10^{-2}</math></b>
Cuña	VM	1,300	3,000	<b>4,875</b>

Tabla 16. Valores máximos de tensión durante la marcha lenta.

		Tensión máx. [MPa] en marcha normal		
Pieza	Medición	Contacto talón	Apoyo medio	Despegue dedos
Tubo	VM	21,64	21,56	<b>22,71</b>
Conector	VM	44,41	129,9	<b>201,1</b>
Talón	S11	<b>28,55</b>	9,66	23,80
	S22	<b>22,83</b>	10,69	23,38
	S12	<b>10,87</b>	4,928	9,732
Pie	S11	23,93	45,19	<b>78,00</b>
	S22	34,65	48,35	<b>84,33</b>
	S12	9,2	18,59	<b>30,84</b>
Suela	VM	$2,48 \cdot 10^{-6}$	$1,171 \cdot 10^{-2}$	<b><math>8,146 \cdot 10^{-2}</math></b>
Cuña	VM	1,316	2,823	<b>4,890</b>

Tabla 17. Valores máximos de tensión durante la marcha normal.

		Tensión máx. [MPa] en marcha rápida		
Pieza	Medición	Contacto talón	Apoyo medio	Despegue dedos
Tubo	VM	<b>25,70</b>	19,35	22,12
Conector	VM	51,23	116,3	<b>195,5</b>
Talón	S11	<b>33,61</b>	8,644	23,12
	S22	<b>26,71</b>	9,565	22,71
	S12	<b>12,73</b>	4,408	9,455
Pie	S11	27,73	40,43	<b>75,78</b>
	S22	40,18	43,25	<b>81,93</b>
	S12	10,82	4,408	<b>29,97</b>
Suela	VM	$2,225 \cdot 10^{-6}$	$1,17 \cdot 10^{-2}$	<b><math>7,918 \cdot 10^{-2}</math></b>
Cuña	VM	1,544	2,523	<b>4,752</b>

Tabla 18. Valores máximos de tensión durante la marcha rápida.

Tras la comparación de los valores mostrados en las tablas, se puede afirmar, como en el caso de los desplazamientos, que al aumentar la velocidad de la marcha, aumentan las tensiones generadas en los materiales para la fase de contacto talón y disminuye en la fase de apoyo medio.



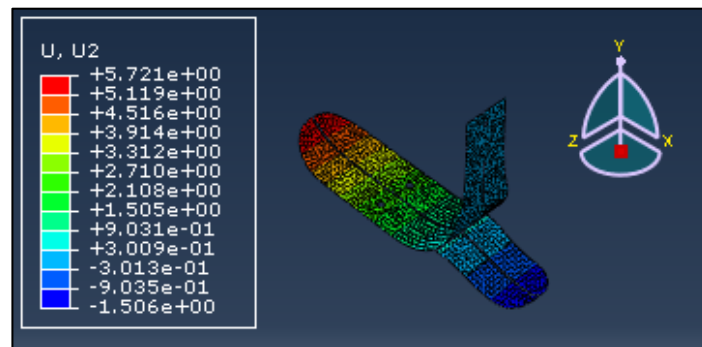
Comparando los resultados obtenidos según la velocidad de la marcha, se observa que cada una de las piezas alcanza el máximo valor de tensión en la misma fase de ciclo que en la marcha normal, a excepción del tubo. Esta parte, durante la marcha lenta, alcanza su máximo en la condición de apoyo medio; durante la marcha normal, en la fase de despegue de los dedos; y, durante la marcha rápida, en la fase de contacto talón.

### 5.3 Comparación con materiales convencionales

Los materiales compuestos han supuesto un gran avance en muchos campos, el mundo de la protésica es uno de ellos. Sin embargo, para saber cuáles son las diferencias exactas sobre el comportamiento mecánico entre el modelo estudiado y otro de la misma geometría, pero con el pie protésico fabricado en un material metálico convencional, se ha realizado el análisis de la condición de despegue de la marcha normal modificando el material. Únicamente se han variado las propiedades de las piezas “Pie”, “Talón1” y “Talón2”, ya que se han sustituido por las propiedades del acero, expuestas en la *Tabla 6*.

El caso elegido para realizar la comparación ha sido el de la condición de despegue, ya que es el que ha generado mayores desplazamientos y tensiones en el modelo de estudio, por ese motivo, se ha considerado como el caso más representativo.

Si se comparan los resultados de la *Figura 101* con los de la *Figura 87*, se observa que los desplazamientos que se generan en el pie protésico de acero son menores que los que presenta el de fibra de carbono y resina epoxi, aproximadamente un 15% menos comparando los valores máximos. Por lo que se puede afirmar que el material compuesto aporta mayor flexibilidad.



*Figura 101. Desplazamientos verticales [mm] en condición de despegue de los dedos durante la marcha normal, con pie protésico de acero.*

En cuanto al análisis resistente, comparando la *Figura 99* y la *Figura 102*, se encuentra una gran diferencia en cuanto a los valores de tensión máxima obtenidos. Mientras que el pie protésico de material compuesto alcanza valores muy alejados a los valores límites resistentes, el pie de acero toma un valor muy aproximado a su límite elástico (240 MPa), por lo que corre un gran riesgo de desarrollar deformaciones permanentes e incluso la rotura. Tras este análisis, se concluye que el material compuesto ofrece mucha más resistencia que el acero, y por ello es más apropiado para este tipo de pies protésicos.

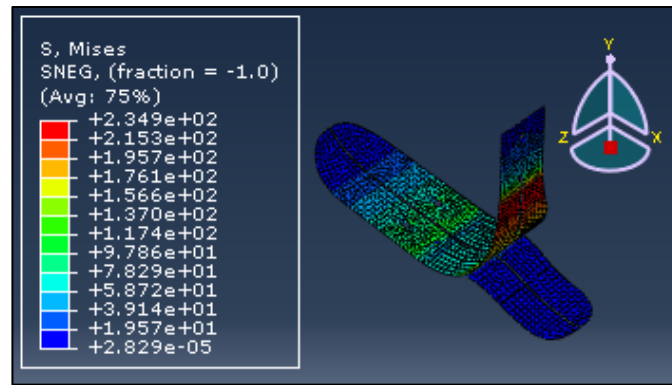


Figura 102. Distribución de tensiones [MPa] en condición de despegue de los dedos durante la marcha normal, con pie protésico de acero.



## 6. CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS

## 6. CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS

---

### 6.1 Conclusiones

La realización de este trabajo ha permitido la obtención y posterior interpretación de resultados, a través de los cuales se han desarrollado las siguientes conclusiones:

- Se ha comprobado que la capacidad de ABAQUS/CAE 6.13 es apta para realizar este tipo de estudios.
- Las propiedades elásticas del material compuesto del que está fabricado el pie protésico se han calculado de forma analítica mediante el uso de fórmulas, obteniéndose valores que pueden considerarse como válidos (*Tabla 7*).
- Se ha creado un modelo numérico que permite comprobar la flexibilidad de un pie protésico tipo flex-foot, durante el ciclo de marcha humana, atendiendo a los desplazamientos que se producen según las condiciones de carga de tres momentos pertenecientes a la fase de apoyo: el contacto talón, el apoyo medio y el despegue de los dedos. Siendo la condición de carga del momento de despegue de los dedos la que produce un mayor desplazamiento, localizado en la parte delantera del pie, de valor 6.7 mm para la marcha normal (*Figura 87*).
- Se ha determinado, para cada pieza del modelo, cuáles son las zonas en las que el material sufre una mayor tensión y en qué momento de la marcha se produce. Además se ha comprobado que en ningún caso se superan los límites resistentes, por lo que no presentan riesgo de rotura (*Tabla 17*).
- En cuanto a la influencia de la velocidad de la marcha, se ha realizado una comparación de los desplazamientos en el pie protésico y de las tensiones sufridas por cada material, variando las condiciones de carga para la marcha lenta, la marcha normal y la marcha rápida, siendo sus duraciones de ciclo de 1.25, 1.10 y 0.95 segundos, respectivamente. Tras esta comparación, se ha determinado que a medida que aumenta la velocidad, los desplazamientos y tensiones máximos se incrementan en la condición de contacto talón (*Tabla 13*); pero que, sin embargo, disminuyen en la condición de apoyo medio (*Tabla 14*). Respecto a la condición de despegue de los dedos, no se ha obtenido ninguna conclusión evidente (*Tabla 15*), ya que los datos de carga utilizados en esta situación no presentan grandes diferencias.
- Los materiales compuestos son una buena apuesta en la fabricación de pies protésicos, puesto que aportan mayor flexibilidad que materiales convencionales como el acero (*Figura 101*), ofrecen propiedades mecánicas resistentes muy superiores (*Figura 102*) y reducen de forma considerable el peso.
- La geometría que presenta el modelo permite que se desarrollen momentos favorables a la plantar-flexión en el intervalo de contacto talón, y a medida que se

transfiere la carga a la parte delantera, se invierte el sentido del momento generado, favorable a la dorsiflexión hasta que los dedos se elevan del suelo. Lo ideal en una prótesis de pierna sería que el portador consiguiese reproducir los movimientos que se realizan en la marcha natural, sin embargo, esta prótesis limita los movimientos rotacionales del pie, al no presentar articulación del tobillo. Este inconveniente puede ser muy destacable en el momento de despegue de los dedos, ya que de forma natural se realiza una plantar-flexión al elevar el talón, que no será conseguida.

## **6.2 Desarrollos futuros**

Los estudios que pueden realizarse en este campo son muchos y muy variados, algunos de los que podrían ser interesantes para ampliar este trabajo son:

- Analizar el comportamiento del conjunto ante otras situaciones como las que se presentan al subir y bajar escaleras, al sentarse y levantarse, al saltar...
- Estudiar el grado de inversión y eversión del pie protésico, por ejemplo, comprobando su adaptabilidad en terrenos inclinados. La estructura que lo compone está dividida en dos partes simétricas, para facilitar el hecho de que existan distintos valores de desplazamiento en los laterales del pie.
- Realizar modificaciones geométricas en el diseño, para buscar una mayor flexibilidad sin perder la estabilidad que requiere la persona portadora de la prótesis. Es importante buscar que la posición de la prótesis pueda adaptarse a los movimientos fácilmente para dotar a la marcha de naturalidad y evitar lesiones indebidas, por la ejecución de una marcha asimétrica.
- Modificar los materiales que componen el modelo y realizar una comparación, con el objetivo de encontrar los más adecuados.
- Analizar numéricamente otras partes de la prótesis transfemoral, como la rodilla o el encaje.





## 7. PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO

## 7. PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO

---

### 7.1 Planificación de las tareas

El trabajo desarrollado se ha elaborado siguiendo una planificación inicial, bajo la que se establece una división en fases a las que se estimó una duración aproximada. Las tareas a realizar han sido las siguientes:

- 1. Propuesta de trabajo.** [Tiempo estimado 1 hora]
  - Elección del tema a desarrollar bajo un enfoque global.
  - Elección de los casos de estudio: Analizar la prótesis completa de forma simplificada o centrarse en una parte concreta. Condiciones de carga del análisis.
  - Elección de realizar el análisis numérico de la parte inferior de la prótesis, bajo las condiciones de la marcha humana.
- 2. Búsqueda de la información y obtención de conocimientos generales sobre el tema a tratar.** [Tiempo estimado: 70 horas]
  - Anatomía.
  - Condiciones de la marcha humana.
  - Obtención de datos numéricos de las fuerzas de reacción durante el ciclo de marcha.
  - Protésica.
  - Materiales y sus propiedades.
  - Comparación entre estudios similares anteriores.
- 3. Modelado de las piezas de la prótesis: Programa “Solid Edge”.** [Tiempo estimado: 50 horas]
  - Desmontaje de la prótesis física.
  - Medición y representación de las piezas.
  - Ensamblaje de las piezas para componer el conjunto final.
  - Montaje de la prótesis física.
- 4. Modelado y análisis: Programa “Abaqus”.** [Tiempo estimado: 80 horas]
  - Modelización y pruebas de validación.
  - Modelización de los casos de estudio y obtención de resultados.
- 5. Comparación de resultados.** [Tiempo estimado: 15 horas]
  - Recopilación de resultados y posterior interpretación.
  - Obtención de conclusiones.
- 6. Desarrollo de la memoria y elaboración de planos.** [Tiempo estimado: 100 horas ]
- 7. Revisión final.** [Tiempo estimado: 5 horas]



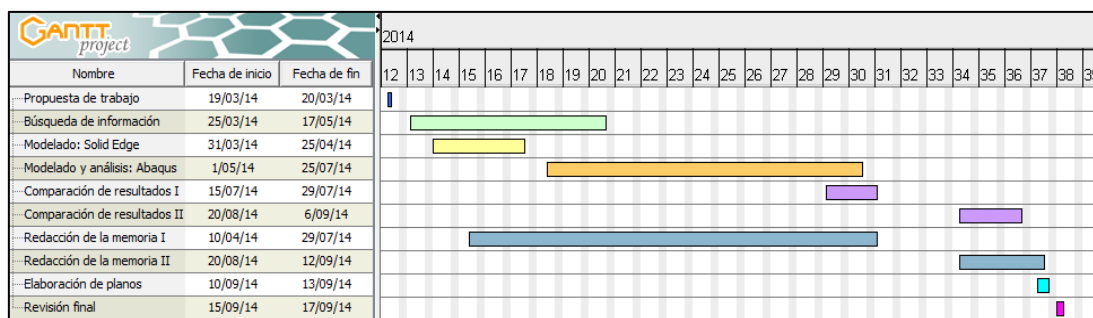


Figura 103. Diagrama de Gantt del Trabajo Fin de Grado.

## 7.2 Presupuesto económico

La determinación del presupuesto económico de este Trabajo Fin de Grado implica evaluar los siguientes costes:

**Costes de recursos humanos:** Se trata de los costes calculados mediante el producto del número de horas invertidas en el desarrollo del trabajo por el sueldo estimado de los participantes.

Apellidos, nombre	Función	Categoría	Horas dedicadas	Coste por hora [€/h]
Ruiz Andrés, Ester	Autora del proyecto	Graduado en Ingeniería	321	15
Muñoz Abella, M <sup>a</sup> Belén	Supervisión y ayuda principal	Doctor en Ingeniería	50	40

Tabla 19. Tabla de costes de recursos humanos

**Costes de material y herramientas:**

Material	Precio [€]
Prótesis	8000*
Juego de llaves allen	7
Calibre pie de rey	20*

Tabla 20. Tabla de costes materiales y herramientas

\*A pesar de que se muestran los precios de estos materiales, no suponen un coste real ya que han sido prestados para el desarrollo de este trabajo. Por ese motivo, no se incluyen en los costes totales.

**Coste de recursos informáticos.**

Recurso	Versión	Precio [€]
Ordenador	-	500
Licencia Abaqus/CAE	6.13	33600
Solid Edge	Academic X	0

*Tabla 21. Coste de recursos informáticos*

**COSTE TOTAL = 40922 €**



## 8. BIBLIOGRAFÍA

## BIBLIOGRAFÍA

---

### TESIS, PUBLICACIONES, REVISTAS Y LIBROS

- [1] Kim Norton. *Un breve recorrido por la historia de la protésica*. InMotion. 2007.
- [2] David Rascón Solórzano. David Molina Trigueros. Julio Orduña Méndez. José María Vizcaíno Cano. *Piernas ortopédicas*. Universidad Carlos III de Madrid. 2012.
- [3] Anaí Alicia Valencia Lazcano. *Diseño y desarrollo de una prótesis flex-food*. Tesis. Instituto Politécnico Nacional. 2009.
- [4] Josep Corbella. *Médicos en EEUU presentan la primera pierna biónica*. Lavanguardia. Barcelona. 2014.
- [5] José Antonio García Merino. *Diseño de una prótesis transtibial amortiguada*. Proyecto de investigación. Instituto Politécnico Nacional. 2012.
- [6] Hernández Stengele, Francisco. *Anatomía de la pierna*. Tesis. Universidad de las Américas Puebla. 2008.
- [7] Criollo R., Gianfranco. Valles V., Johanna A. *Diseño concurrente para una prótesis de pie*. Trabajo especial de grado. Universidad Central de Venezuela. 2013.
- [8] Patricia Acosta. *Curso Biomecánica*. Universidad de Santander. 2013.
- [9] Dra. Marco Sanz. *Cinesiología de la marcha humana normal*. 2006.
- [10] Durán Sarmiento, María J. *Anatomía y biomecánica de la cadera*. 2008.
- [11] Hernández Stengele, Francisco. *Biomecánica de la marcha humana*. Tesis. Universidad de las Américas Puebla. 2008.
- [12] Dr. Rafael Guisado Barrilao. *Influencia de la cirugía percutánea en hallux valgus sobre las presiones plantares en dinámica*. Universidad de Granada. 2008.
- [13] Antonio Viladot Voegel. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer. 2001.
- [14] S.M. Behrens, R. Unal, E.E.G. Hekman, R. Carloni, S. Stramigioli and H.F.J.M. Koopman. *Design of a Fully-Passive Transfemoral Prosthesis Prototype*. Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2011.
- [15] Enrique Yamid Garzón. *Modeling A Transtibial Prosthesis*. Universidad Distrital. Bogotá, Colombia. 2011.

- [16] S.M.M. De Rossi. *Gait segmentation using bipedal foot pressure patterns*. The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Italy. 2012.
- [17] Jarmo Perttunen. *Foot Loading in Normal and Pathological Walking*. University of Jyväskylä. 2002.
- [18] Michael Grundy. *An investigation of the centres of pressure under the foot while walking*. University of Manchester Institute of Science and Technology. 2000.
- [19] A.H.Vrieling. *Gait termination in lower limb amputees*. ScienceDirect. 2007.
- [20] M.Schmid. *Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait*. ELSEVIER. 2004.
- [21] Bill Dupes. *Lo que necesita saber sobre rodillas*. InMotion. 2004.
- [22] Belkys T. Amador. *Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos*. Revista de Ingeniería Boimédica. Escuela de Ingeniería de Antioquia. Colombia. 2012.
- [23] Joakim Berge. Erik Lerneryd. *Spring orthosis analysis*. CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY. Sweden 2010.
- [24] Diego José Alcaraz Lorente. *Carbono y aramida, del concepto a la producción*. Dpto. de Ingeniería de Materiales y Fabricación. Universidad Politécnica de Cartagena. 2007.
- [25] Ever J. Barbero. *Introduction to composite materials design*. Second Edition. 2011.
- [26] Ivan Mauricio Marín Bórquez. *Análisis de falla de un casco de canoa single construida en un sistema sándwich PRF/HONEYCOMB/PRF mediante un software de elementos finitos*. Universidad Austral de Chile. 2008.
- [27] Javier Reboul Corpa. *Modelización numérica del comportamiento de un material compuesto de tejido de fibra de carbono y matriz epoxi ante cargas dinámicas*. Universidad Carlos III de Madrid. 2012.
- [28] Ever J. Barbero. *Finite elements analysis of composite materials*. CRC Press. 2007.
- [29] International Society for Prosthetics and Orthotics. *Prosthetics and Orthotics International*. SAGE. 2013.
- [30] Anlonso Montañés Solana. *Análisis por elementos finitos del cuadro de una bicicleta de fibra de carbono*. Universidad de Zaragoza. 2010.
- [31] Preeti M. Nair. *Stepping with ankle foot orthosis re-examined: A mechanical perspective for clinical decision making*. Clinical Biomechanics. ScienceDirect. 2010.

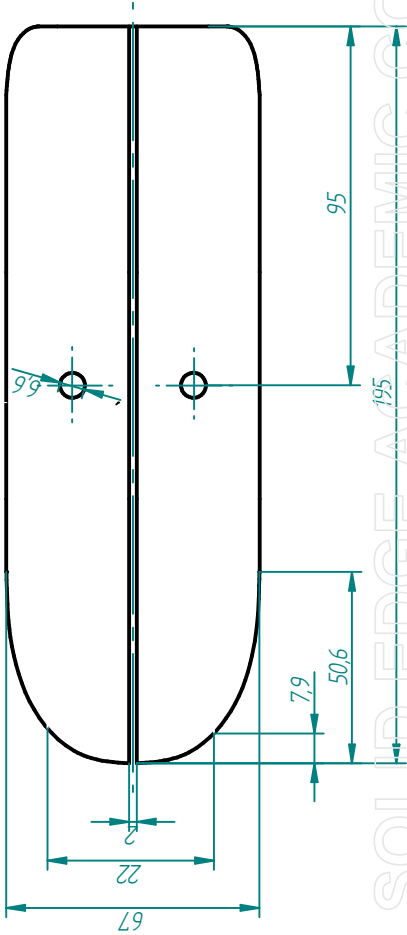
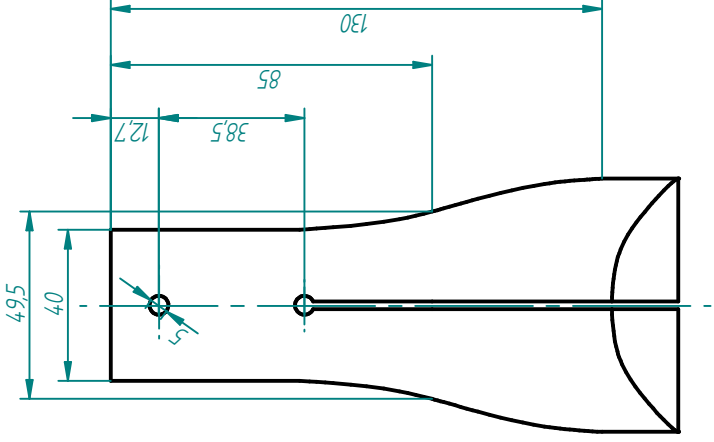
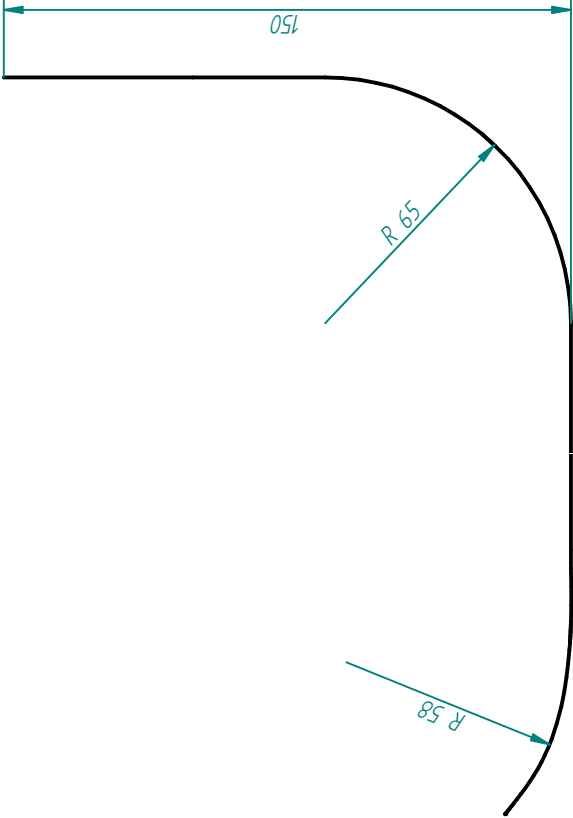
- [32] Jason Tak-Man Cheung. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study. *Journal of Mechanics*. 2005.
- [33] T. S. Jang. *Systematic methodology for the design of the flexible keel for energy-storing prosthetic feet*. Korea Advanced Institute of Science and Technology. 2000.
- [34] S. M. Behrens. *Design of a Fully-Passive Transfemoral Prosthetic Prototype*. Massachusetts USA. 2011.
- [35] David Reyero Moral. *Modelización numérica del comportamiento frente a impacto de vigas de sección cajón de fibra de carbono*. Universidad Carlos III de Madrid. 2008.

#### **PÁGINAS WEB Y PROGRAMAS**

- [36] <http://www.torayca.com/>
- [37] <http://www.ottobock.es/>
- [38] <http://www.ossur.es/>
- [39] <http://50.16.176.52/v6.13/>
- [40] <http://ocw.uc3m.es/>
- [41] Programa HIP 98. Versión 5-Septiembre 2011.



# ANEXOS

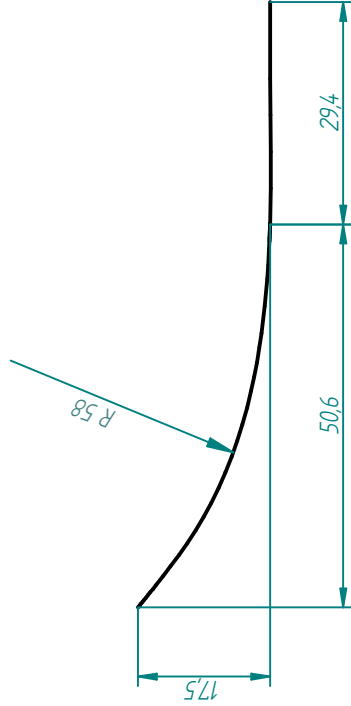
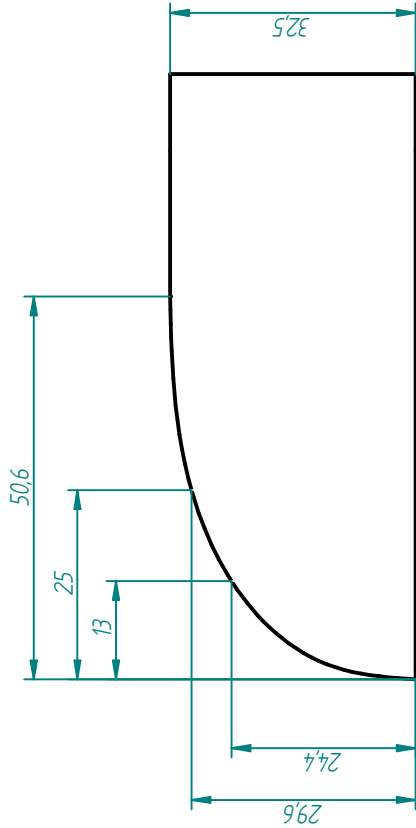


Dibujado	Nombre	Fecha
Comprobado	Ester	10/09/14
Aprobado 1		
Aprobado 2		

Salvo indicación contraria  
cotas en milímetros  
ángulos en grados  
tolerancias  $\pm 0,5$  y  $\pm 1^\circ$

SOLID EDGE			Título		
EDS-PLM SOLUTIONS			PIE		
A4	8 mm de espesor		Rev		
Cantidad: 1					
Escala 1:2	Peso		Hoja 1 de 1		





Dibujado	Nombre	Fecha
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		

SOLID EDGE	
EDS-PLM SOLUTIONS	

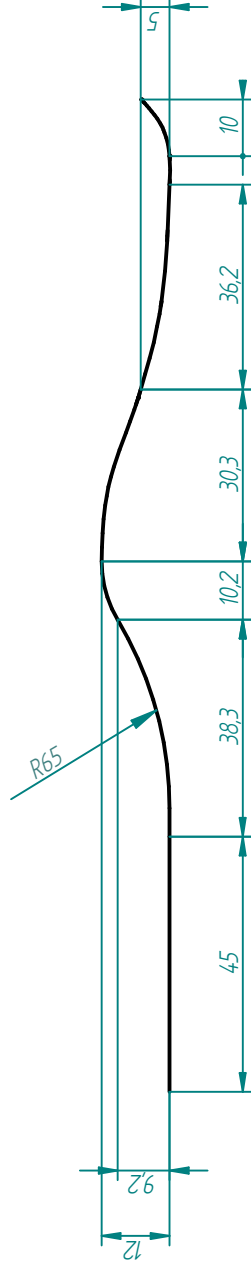
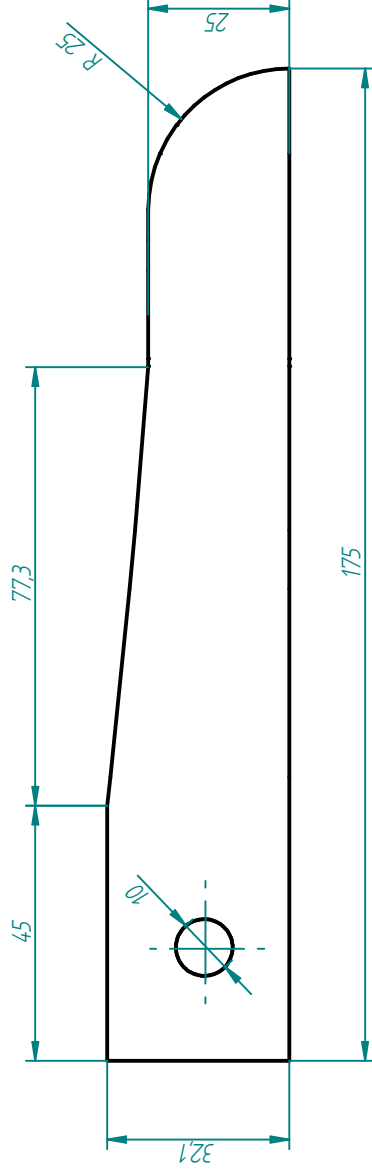
Título	
SUELA 1	

A4	8 mm de espesor	Rev
----	-----------------	-----

Cantidad: 1 + 1 simétrico	
---------------------------	--

Escala 1:1	Peso	Hoja 1 de 1
------------	------	-------------

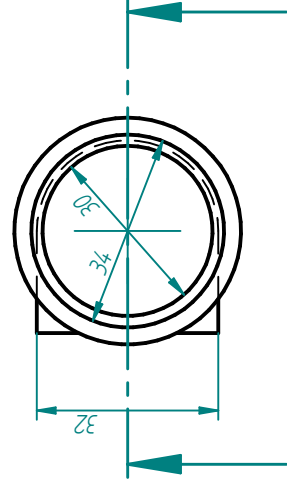
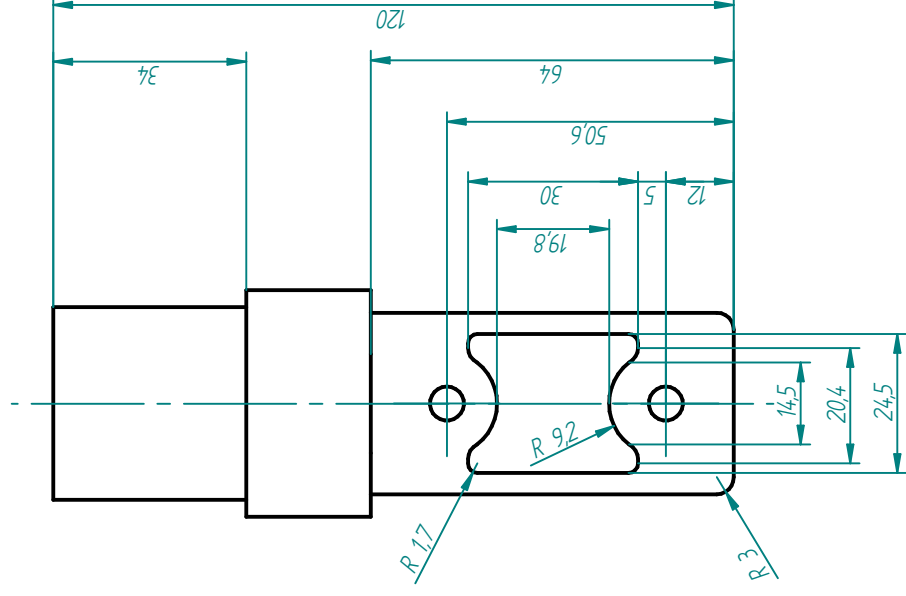
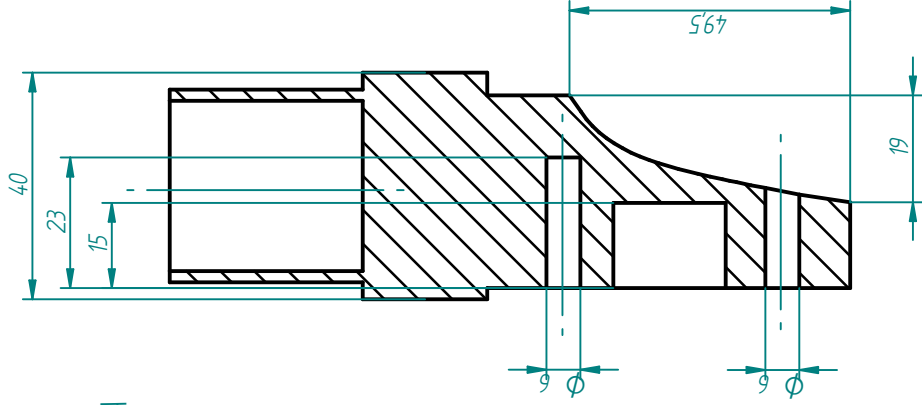
Salvo indicación contraria  
cotas en milímetros  
ángulos en grados  
tolerancias  $\pm 0,5$  y  $\pm 1^{\circ}$



	Nombre	Fecha
Dibujado	Ester	11/09/14
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		

Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$		
---	--	--

SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS		TÍTULO TALÓN 1	
A4		8 mm de espesor	
Rev		Cantidad: 1 + 1 simétrico	
Escala 1:133		Peso	
Hoja 1 de 1			



Dibujado	Nombre	Fecha
Comprobado	Ester	11/09/14
Aprobado 1		
Aprobado 2		

SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS
---------------------------------

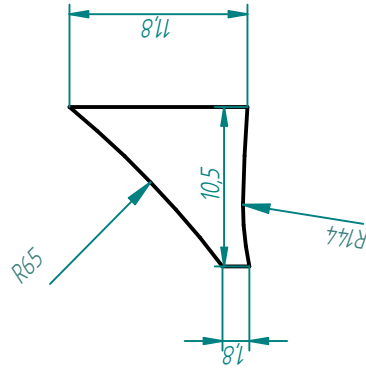
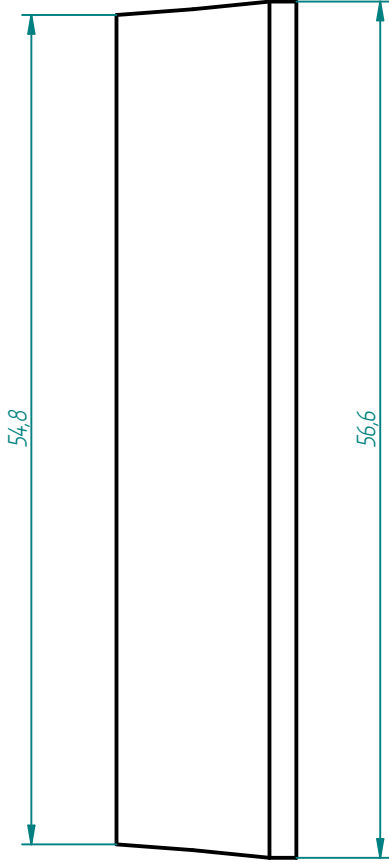
Título	CONECTOR
--------	----------

A4	8 mm de espesor	Rev
----	-----------------	-----

Cantidad: 1
-------------

Escala 1:133	Peso	Hoja 1 de 1
--------------	------	-------------

Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$
---



	Nombre	Fecha
Dibujado	Ester	10/09/14
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		

SOLID EDGE EDS-PLM SOLUTIONS	
---------------------------------	--

Título	
CUÑA	

A4	8 mm de espesor	Rev
----	-----------------	-----

Cantidad: 1	
-------------	--

Escala 2:1	Peso	Hoja 1 de 1
------------	------	-------------

Salvo indicación contraria  
cotas en milímetros  
ángulos en grados  
tolerancias  $\pm 0,5$  y  $\pm 1^{\circ}$